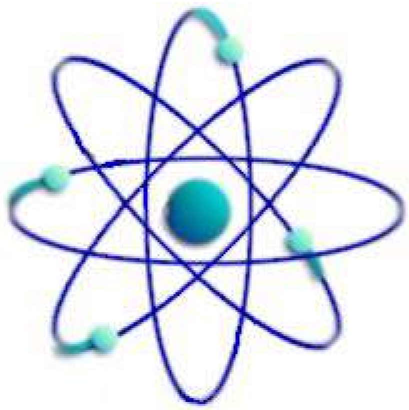


الوقاية الإشعاعية

المبادئ والتطبيقات

أعداد وتأليف

الدكتور المهندس

مصطفى محمد عبد المهدي المجالي

مقدمة المؤلف

منذ اكتشاف العالم رنتجن للأشعة السينية في العام 1895 وما تبعه من تطورات في مجال استخدام التقنيات الإشعاعية والنووية بشكل مضطرد في مختلف نواحي الحياة ، ونتيجة لهذا التوسع في الاستخدامات النووية عرف الإنسان المخاطر والأضرار المترتبة أو التي قد تترتب على هذا الاستخدام لهذه التقنيات. وبنفس الوقت ، أدرك الإنسان أيضا المخاطر والأضرار التي يتعرض لها أو قد يتعرض لها نتيجة تعرضه للإشعاع الطبيعي الناتج عن المصادر الطبيعية والصناعية للإشعاع ، وبالتالي فقد سعى الإنسان لتطوير الوسائل والمعدات والإجراءات التي توفر له الحماية والسلامة أثناء استخدام هذه التقنيات. هذا الإدراك لنوع ومقدار هذه المخاطر لم يأتي دفعة واحدة ولكن بعد دراسات وأبحاث ومتابعة حثيثة ابتداء بدراسة ماهية الإشعاع ومصادره وطرق تفاعله مع المادة وسلوكه الفيزيائي ومقدار الضرر الذي يحدثه. وكنتيجة حتمية للتطور والتقدم في الاستخدام ، كان من الضرورة التطور والتقدم في أساليب وطرق الوقاية من الإشعاع والحد من إثاره السلبية. ومن هنا كان من الضرورة إيجاد التشريعات والقوانين والعلوم والأدوات للحد من هذه الآثار المترافقة مع الحاجة الملحة لاستخدام الإشعاع.

بما أن واجب الفيزيائي يقتضي منه تزويد المعنيين بالأمر بالمعلومات الأساسية حول الإشعاع وطبيعته لمعرفة كيفية الحد من تأثيراته وطرق الوقاية منه ، كان حتميا على المعنيين بأمور الوقاية الإشعاعية توظيف هذه المعرفة عمليا وترجمتها فعليا على ارض الواقع لتحقيق الغاية المرجوة من هذه المعرفة. وحتى يتسنى للمستخدمين والمعنيين بهذا الأمر من تنفيذ مقتضيات ومتطلبات عملهم كان من الضرورة توفير مصادر المعرفة من خلال توفير الأرضية المناسبة من المعرفة النظرية ورفدها بالمعرفة التطبيقية والعملية القابلة للترجمة والتطبيق على ارض الواقع وتوضيح العلاقة بين النظرية والتطبيق في هذا المجال. لذا فقد توفرت المبررات الكافية للسعي لجمع هذه المعرفة ومن ثم تطبيقها ومن هنا ولدت فكرة هذا الكتاب.

العالم العربي لم يكن بمنأى عن التطورات التي حدثت وتحدث بالعالم ومن ضمنها التطور والتوسع في استخدام التقنيات النووية والإشعاعية في مختلف نواحي الحياة. فقد اجتهدت – والله الموفق- بوضع هذا الكتاب باللغة العربية ليتناول المبادئ الأساسية للوقاية الإشعاعية وتطبيقاتها من واقع التجربة العملية والمعرفة النظرية استنادا الى المراجع العلمية والتوصيات الدولية الصادرة عن الوكالة الدولية للطاقة الذرية والهيئات العلمية والدولية المختلفة وكما هو متبع في الدول المتقدمة في هذا المجال نظرا للشح في مصادر المعرفة في هذا المجال باللغة العربية.

في بداية هذا الكتاب، تم تناول الموضوع من نواحيه النظرية والمعرفية الأساسية ومن من نواحيه التطبيقية والعملية بشكل يتيح للقارئ الكريم القدرة على تكوين خبرة عملية متينة مبنية على الأساس العلمي السليم للحصول على نتيجة مرضية ومتكاملة تؤدي الغرض المطلوب وهو الوقاية والحماية من الآثار الجانبية المترافقة مع استخدام هذه التقنيات مما يؤدي الى الحد من مقدار التعرض الإشعاعي غير المبرر للعاملين في مجال التقنية النووية والإشعاعية للعامة والبيئة نتيجة الاستخدام الصناعي والطبي لمصادر الإشعاع أو التواجد الطبيعي لها.

تم تقديم المعارف الفيزيائية المتعلقة بموضوع الوقاية الإشعاعية في هذا الكتاب ايضا، مدعمة بالمعادلات والأمثلة النظرية والرسوم البيانية والتوضيحية بشكل محدث وموضوعي مرتبط بالواقع العملي للممارسات النووية والإشعاعية في المجالات الطبية والبحثية والتطبيقات الصناعية الأكثر شيوعا وانتشارا في وطننا العربي. وبالإضافة الى هذا تم التطرق بشكل مفصل وموضوعي لواقع الممارسة الإشعاعية مدعمة كذلك بالرسوم البيانية والصور التوضيحية من الواقع العملي للممارسة الإشعاعية ذاتها بالإضافة الى الأمثلة العملية والحلول الواقعية لبعض المشاكل المتعلقة بموضوع الوقاية الإشعاعية وطرق التعامل الآمنة مع الإشعاع أثناء الممارسة استنادا للمراجع الدولية وتعليمات الممارسة المتبعة في الدول المتقدمة.

وما توفيقي إلا بالله

والله الموفق.

الدكتور المهندس

مصطفى محمد عبدالمهدي الجالي.

INTRODUCTION

All human beings are exposed to ionizing radiation from natural and artificial sources. Exposure to natural radiation arises from both cosmic and terrestrial sources, as well as from natural radioactivity in our food and drink. Throughout history, man has been exposed to natural radiation, and it is impossible to decide whether this radiation has been harmful or beneficial to the human species. In contrast, artificial radiation sources have only been introduced in the last 100 years and although many benefits have been gained from their use (e.g. medical, industrial and agricultural uses), it has been determined that exposure to these sources can be harmful to us. For this reason, a system of radiation protection has been developed to protect people from unnecessary or excessive exposure to ionizing radiation. As the effects of ionizing radiation are better understood, this system is updated to ensure the best possible protection for both radiation workers and for members of the general public.

In general, radiation protection is defined as the science and practice of limiting the harmful effects to human beings from radiation, whether from natural or artificial radiation sources, in medicine, research, general industry, and installations of the nuclear fuel cycle. Therefore, radiation protection is a term applied to concepts, requirements, technologies and operations related to the protection of people (radiation workers, members of the public, and patients undergoing radiation diagnosis and therapy) against the harmful effects of ionizing radiation. It has its origins early in the twentieth century.

The benefits of radiation were first recognized in the use of x-rays for medical diagnosis, soon after the discoveries of radiation and radioactivity. The rush to exploit the medical benefits led fairly soon to the recognition of the other side of the coin, that of radiation-induced harm. In those early days, only the most obvious forms of harm resulting from high doses of radiation, such as radiation burns, were observed and protection efforts focused on their prevention, mainly for practitioners rather than patients. Although the issue was narrow, this was the origin of radiation protection as *a discipline. Over the middle decades of this century, it was gradually recognized that there were other, less obvious, harmful radiation effects such as radiation-induced cancer, for which there is a certain risk even at low doses of radiation. This risk cannot be completely prevented. It can only be minimized. Therefore, the overt balancing of benefits from nuclear and radiation practices against radiation risk, and efforts to reduce the residual risk, have become a major feature of radiation protection.*

In general, many health and science professionals require a basic understanding of radiological safety principles, even and particularly if they are not specialists in radiological health, in order to protect themselves from the harmful effects of the ionizing radiation, or to minimize this effect when the risk cannot be completely prevented. Therefore, Radiation Protection – Principle and Applications text book in Arabic is designed for this purpose as well as a resource for safety personnel who also handle radiation safety duties. It is a text of the basic concepts needed in broad-based protection programs, with real-world examples and practice problems to demonstrate principles and hone the worker skills.

Since there is a limitation of the radiation protection books in Arabic language and a much-needed working resource for health physicists and other radiation protection professionals in the Arabic world in light of wide spread of radiological and nuclear application in the Arabic countries, this text book presents clear, thorough, up-to-date explanations of the basic physics necessary to address real problems in radiation protection as well as the basic standards in real practice that are based on international recommendations for safe practice. Designed for Arabic readers with limited as well as basic science backgrounds it emphasizes applied concepts and carefully illustrates all topics through examples and figures as well as practice problems in radiation protection.

This book describes the origins and properties of the different kinds of ionizing radiation, its detection and measurement, and the procedures used to protect humans and the environment from its harmful effects. Many practical, numerical examples are worked out with provided data, tables, and graphs. Descriptions of basic physical principles demonstrate their practical applicability and problem-solving potential. Moreover, this book also describes and deals with the code of the safe practice in *radiation applications such as diagnostic radiology, nuclear medicine, radiotherapy, industrial radiography, radiation protection standards and programs, environmental radiological assessment, safe transportation of radioactive materials and radioactive wastes.*

Mustafa Mohamed Majali,

PhD, Nuclear Engineering.

المحتويات

الفصل الأول

الذرة و المادة

الفصل الثاني

الإشعاعات المؤينه والنشاط الإشعاعي

الفصل الثالث

تفاعل الإشعاع مع المادة

الفصل الرابع

الكواشف الإشعاعية

الفصل الخامس

القياسات الإشعاعية والوحدات

الفصل السادس

النيترونات

الفصل السابع

قياس الجرعات الداخلية والوقاية الإشعاعية

الفصل الثامن

برامج الوقاية الإشعاعية والمراقبة للآخذ الداخلي للمواد المشعة

الفصل التاسع

القياسات الإشعاعية للأغذية والبيئة

الفصل العاشر

قواعد الوقاية الإشعاعية

الفصل الحادي عشر

الدروع الإشعاعية

الفصل السابع عشر

الوقاية الإشعاعية في العلاج الإشعاعي

الفصل الثامن عشر

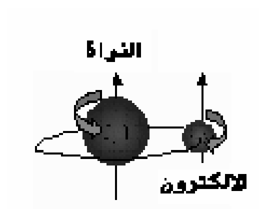
الوقاية الإشعاعية في التصوير الصناعي والتطبيقات غير الطبية

الملاحق

الفصل الأول
الذرة و المادة

الذرة:

تتكون المادة من وحدات متناهية في الصغر يطلق عليها اسم الذرات, وتحتوي كل ذرة على نواة تحوى معظـم وزنا. و النواة محاطة بعدد من الإلكترونات تدور حولها في مدارات محددة.



يبلغ قطر الذرة حوالي $(10^{-10} m)$ ، أما نصف قطر النواة فيبلغ حوالي $(10^{-15} m)$ ، ويعتمد قطر النواة على الوزن الذري للعنصر ، ويمكن حسابه باستخدام الوزن الذري للعنصر حسب المعادلة التالية:

$$R = r_0 A^{1/3}$$

حيث:

A : الوزن الذري للعنصر

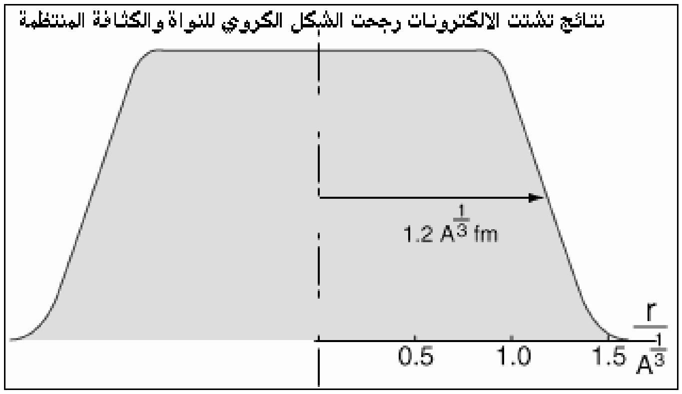
و $r_0 = 1.3\times10^{-15} m$ ويمثل قطر النواة الابتدائية.

من المعادلة السابقة نلاحظ بان قطر النواة يزداد بزيادة الوزن الذري للعنصر ، ومن ملاحظة مقدار الفرق بين قطر النواة وقطر الذرة ، فانه هناك احتمالية أن يتم اختراق ذرة أو عدة ذرات من قبل الجسيم قبـل حـدوث تصادم مباشر أو ما شابه ذلك.

ومن الجدير بذكره هنا ، بان معظم القيم المعروفة عن حجم النواة هي نتيجة التجارب التي تمت علـى عملية التشتت للالكترونات كما هو مبين بالشكل (1). وان كثافة النواة ρ_n تبلغ $(2.3\times10^{17} kg/m^3)$.

النواة:

تحتوي النواة على نوعين من الجسيمات المتناهية في الصغر ، هما البروتونات والنيترونات حيث أن البروتـون يحمل شحنة موجبة يبلغ مقدارها $(1.6\times10^{-19} C)$ وهي تعادل قيمة الشحنة السالبة التي يحملها الإلكترون ، إمـا النيترون فانه لا يحمل أي شحنة (محايد الشحنة). عدد البروتونات في النواة مساوي لعدد الإلكترونات الموجودة في الذرة وتدور هذه الالكترونات في المدارات المحيطة بالنواة ، وهذا الأمر يبقى على الاتزان الكهربائي للذرة.

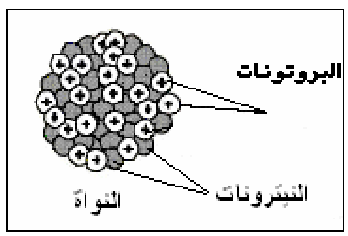


الشكل (1): نتائج التشتت الالكتروني.

فعلى سبيل المثال لو افترضنا وجود بروتون وضع في غرفة، فانه سيكون هناك إلكترون سيرتبط حتما به ليكونا معا ذرة مستقرة ومتعادلة كهربائيا ، أما لو افترضنا وضع نيترون لوحدة فأنة لن يتفاعل في هذه الحالة وستبقى القوة الوحيدة المؤثرة علية هي القوة نتيجة الطاقة التي سيكتسبها حرارياً فقط وسيتحرك هذا النيترون ضمن المجال المتاح له نتيجة لهذه الطاقة وسيكون هذا النيترون ذو طاقة حرارية فقط ، ثم ينحل بعد ذلك الى بروتون موجب الشحنة وإلكترون سالب الشحنة كما يلي:

$$n \rightarrow {}^{+}p + {}^{-}e$$

ولكون النيترون مستقر كهربائيا يمكنه الانضمام الى بروتون ما ليكونا نواة ذرة مستقرة كهربائيا بوجود الإلكترون ويمكن اعتبار البروتون والنيترون في هذه الحالة جسيماً واحداً يدعى النيوكلون.



لذا تعرف الذرة دائما بوزنا الذري والذي هو عبارة عن عدد الجسيمات الموجودة داخل النواة (البروتون والنيترون) وكذلك تعرف بالعدد الذري (*Atomic Number*) والذي هو عبارة عن عدد البروتونات في النـواة الذي يساوي عدد الإلكترونات في الذرة. أما العنصر فأنة يعرف بعدد البروتونات في نواته ولا يوجد عنصـرين في الطبيعة لهما نفس العدد الذري، ولكن يمكن أن يوجد العنصر بعدة أوزان ذرية وليست إعداد ذرية وفى هذه الحالة تسمى بالنظائر (*Isotopes*) أو نظير هذا العنصر والنظائر متساوية في عدد البروتونات ولكنها مختلفة في عـدد النيترونات.

واستنادا لعدد البروتونات والنيترونات في نواة العنصر يمكن أن تصنف الذرات بالإضافة الى ما ورد أعلاه الى عده أصناف منها ما يلي: في حالة وجود ذرتين متساويين في عدد النيترونات ومختلفة في عدد البروتونات فأنـا تدعي بالوتير (*Isotones*). أما في حالة وجود ذرتين لهما نفس العدد من الجسيمات داخل النواة وعدد مختلـف من البروتونات فأنا تدعي بالمتكتلة (*Isobar*). أما في حال وجود ذرتـين متسـاويتان في عـدد البروتونـات والنيترونات فأنا تدعى بالعناصر الايسومريه أو المتجزئة (*Isomers*) ، وفي هذه الحالة تكون الذرات متماثلة تماماً

ألا أنا تختلف في مستوى الطاقة لكل ذرة ومثال على ذلك عنصر الزينون ^{131m}Xe في الحالة الانتقالية والزينون ^{131}Xe في الحالة الاعتيادية [11].

Mass number = A=Z+ N

$$^{A}_{Z}X$$

Atomic number = Z

N =Neutron number

لو افترضنا وضع بروتونين مع بعضهما فان كل واحد منهما سيتنافر مع الأخر لوجود شحنة موجبة على كليهما وستكون قوة التنافر كبيرة على هذه المسافة الصغيرة التي تجمعهما داخل النواة وفي هذه الحالة يكون من المحال جمعهما معا ، ولكن لو تم وضع نيترون معهما فانه من الممكن جمعهما لتصبح ذرة بانضمام الكترونيين لهما لتصبح ذرة ذات وزن ذري يساوي ثلاث وحدات ذرية تدعي ذرة ^{3}He مع ملاحظة استحالة أو صعوبة الحصول على ذرة ^{2}He في الحالة المستقرة [11] وبالتالي فان وجود النيترون في النواة قام بعمل رابط بين البروتونين المتنافرين وأبقهما معاً ضمن قطر النواة وهذه الرابطة تعرف بطاقة الربط النووي. أما إذا قمنا بزيادة عدد البروتونات فستزداد قوة التنافر الكهربائي بين البروتونات لذا سيتطلب الأمر زيادة في المادة الرابطة لإيجاد التوازن وهي في هذه الحالة النيترونات أي سيتم إضافة أعداد اكبر من النيترونات لتوفير طاقة الربط اللازمة للتغلب على قوة التنافر بين البروتونات.

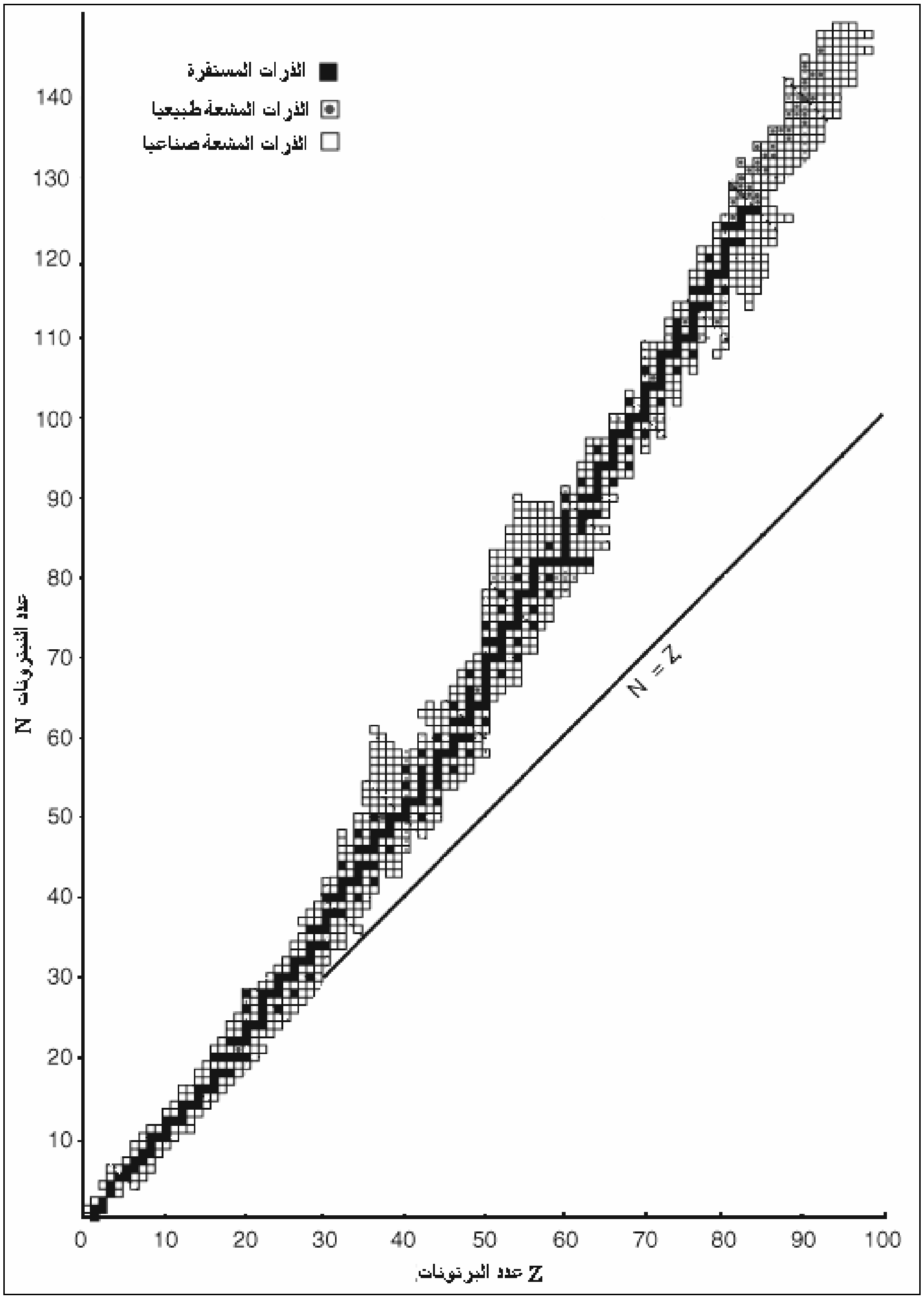
من المعادلة $(R = 1.3A^{\frac{1}{3}} \times 10^{-15} m)$ نجد أن قطر النواة يتناسب طردياً مع الوزن الذري للعنصر الذي هو عبارة عن عدد البروتونات والنيترونات في النواة مع الحفاظ على القطر والمسافة للنواة ضمن حدود ال $(10^{-15} m)$ وهذا يتطلب بالتالي وجود قوة نووية للربط بينهما وهذه القوة توفرها النيترونات.

ومن الجدير ذكره هنا بأنة في مجموعة العناصر ذات العدد الذري الصغير الذي يقل عن 20 يكون عدد البروتونات مساوي لعدد النيترونات ثم بعد ذلك يلاحظ ان هناك زيادة في عدد النيترونات بالنسبة لعدد البروتونات وذلك من اجل محافظة النواة على استقرارها النووي بزيادة طاقة الربط النووي في النواة والتغلب على قوة التنافر الناتجة عن زيادة عدد البروتونات بالإضافة إلى طبيعة التوافق الزوجي والفردي لعدد النيترونات والبروتونات حيث وجد بان الانويه ذات العدد الزوجي أكثر استقرارا من الانويه ذوات العدد الفردي ويفسر ذلك بعملية الارتباط الطبيعي بين البروتون والنيترون زوجياً وهذا موضح بالشكل (2) الذي يبين مقدار الزيادة في عدد النيترونات كلما زاد عدد البروتونات في النواة [118].

الإلكترونات:

الإلكترونات عبارة عن جسيمات متناهية في الصغر وتكون اصغر من كتلة البروتون بمقدار 1840 مرة ، وتدور الالكترونات حول النواة ، ويحمل الإلكترون شحنة كهربائية سالبة مساوية في المقدار للشحنة التي يحملها البروتون.وبحسب نظرية بور فان الإلكترونات تدور حول النواة في مدارات محددة دون انبعاث طاقة منها ، وفي حالة حدوث انتقال للإلكترون من مدار الى أخر فأنة يجب أن يصاحب هذا الانتقال انبعاث أو امتصاص للطاقة

على شكل فوتون ضوئي وتكون طاقة هذا الفوتون مساوية لفرق الطاقة بين المدار الأصلي والمدار الذي تم الانتقال إلية. وبالتالي فان الطيف الضوئي المعين المنبعث نتيجة عملية الانتقال هذه يمكنه تمييز نوع الذرة من خلال الفوتون المنبعث منها.

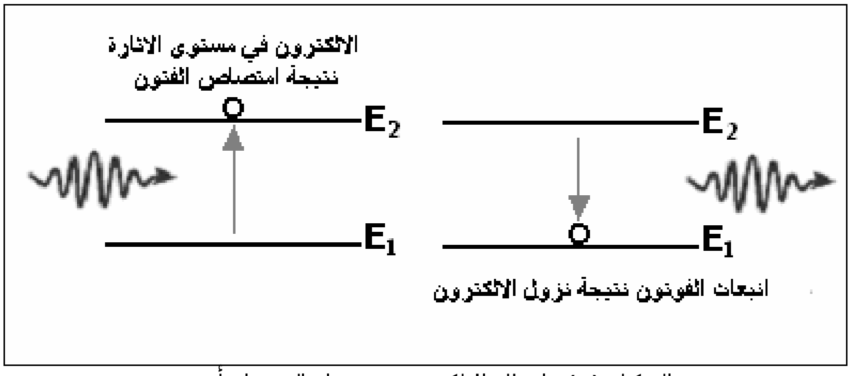


الشكل (2): منحنى الاستقرار لذرات العناصر يبين زيادة نسبة عدد النيترونات الى عدد البروتونات كلما زاد عدد البروتونات في النواة.

وفي حال انتقال الإلكترون من مدار ذو طاقة ابتدائية (E_i) الى مدار أخر ذو طاقة تساوي (E_f) فأنـة يمكن التعبير عن طاقة الفوتون المنبعث أو الممتص رياضياً بالمعادلة التالية:

$$h\nu = E_i - E_f$$

من المعادلة السابقة نستنتج بأنة في حالة كانت $E_i < E_f$ فان طاقة الفوتون تمتص من قبل الإلكترون وتؤدي الى انتقال الإلكترون الى مستوى الطاقة الأعلى أما في حالة $E_i > E_f$ فهذا يعني انتقال الإلكترون الى مستوى طاقه اقل ويتم انبعاث فوتون ذو طاقة مساوية لفرق الطاقة بين المدارين كما هو مبين بالشكل (3).



الشكل (3): انتقال الإلكترون من مدار الى مدار أخر.

القياسات الذرية:

من البديهي لدارس الوقاية الإشعاعية والفيزياء الصحية المعرفة والإلمام الجيد بكيفية وجود الذرات وعددها بالشكل الاعتيادي أو عدد وطاقة الجسيمات داخل انويه هذه الذرات. لذا فـان (*Avogadro's number*) و وحدات الوزن الذري تعتبر من أساسيات هذه المعرفة، بالإضافة الى وحدة الإلكترون فولت التي تستخدم للتعبير عن طاقة الجسيمات والإشعاع المنبعث خلال عمليات تحول الطاقة والوزن.

عدد افوجادرو (*Avogadro's number*)**:**

في بدايات القرن التاسع عشر وبالتحديد في العام 1811 م اقترح العالم الإيطالي افوجادرو بـان عـدد جزيئات الغاز صغيرة بالنسبة للمسافة بينهما أي أن غرام وزن جزيئي واحد يحتل حجم يبلغ 22.4136 ليتر على الظروف المعيارية (درجة الصفر المئوي وضغط جوي 760 ملم من الزئبق) وان جزئ المركب مكون من ذرتين أو أكثر مرتبطة ببعضها ، وان حجم غاز معين على درجة حرارة وضغط منتظم يحتوي نفس العدد مـن الـذرات أو الجزيئات. وهذا الافتراض الأخير تم الآخذ به كمبدأ لتحديد عدد الذرات الموجودة في وزن جزيئي معين وبالتـالي فان عدد الذرات في المول الواحد من المادة يساوي 6.0221367×10^{23} ذرة/ مول .

فعلى سبيل المثال فان $0.1g$ من الكربون ^{13}C والذي تبلغ نسبة تواجده في الطبيعة 1.1% على عدد الذرات تساوي 5.515×10^{19} ذرة وذلك بإيجاد عدد المولات في وزن $0.1g$ (الوزن مقسوماً علـى 12.0107 غم لكل مول) مضروبا في نسبة تواجده مضروبا في عدد افوجادرو. وفي هذا السياق نورد المثال التوضيحي التالي.

مثال:

كم عدد الغرامات من الأوكسجين اللازمة للاتحاد مع $3.0g$ من الكربون لتكوين ثاني أكسيد الكربون CO_2 ؟ وكم جزئ من ثاني أكسيد الكربون سيتشكل ؟ وكم عدد اللترات من غاز ثاني أكسيد الكربون ستتشكل علـى درجة حرارة 25 درجة مئوية وضغط جوي 760ملم زئبق؟

الحل: كل ذرة من ذرات الكربون ستتحد مع ذرتين من الأوكسجين وبما أن كل مول من الكربون يحتوي $12.0g$ من الكربون ستتحد مع $16.0g$ من الأوكسجين مضروب في 2، فأننا نحتاج $32.0g$ من الأوكسجين لتتحد مع $12.0g$ من الكربون، وبما انه يوجد $3.0g$ من الكربون فقط فأننا سنحتاج الى وزن من ألأوكسجين يساوي :

$$\frac{3}{12}\times 32g_{O_2} = 8.0g_{O_2}$$

أما عدد الجزيئات من CO_2 فانه سيكون $3/12$ مضروبا في عدد افوجادرو فان عدد الجزيئات التي سنحصل عليها من CO_2 تحسب كما يلي:

$$\frac{3}{12}\times 6.022\times 10^{23} = 1.505\times 10^{23}$$

وبما أن كل مول من المادة يحتوي على عدد افوجادرو من الذرات فيه ويحتل حجم يبلغ 22.4136 لتر فان عدد من الجزيئات يساوي 1.505×10^{23} سيشغل حجم يساوي:

$$22.4136\times \frac{1.505\times 10^{23}}{6.022\times 10^{23}} = 5.42l$$

على الظروف المعيارية وبما أن درجة الحرارة تبلغ 25 درجة وتساوي 298K وضغط جوي معياري فان حجم الغاز سيزداد بمقدار:

$$\frac{298K}{273K}\times 5.42L = 5.92l$$

وحدات الوزن الذري:

نظراً للصغر المتناهي لوزن الذرة تم تعريف الوزن الذري بالنسبة لوزن ذرة الكربون ^{12}C وتم تسميته بوحدة الوزن الذري (AMU) والتي تم تعريفها على أنا تساوي 1/12 من وزن ذرة الكربون الطبيعي أي أن مول واحد من الكربون يحتوي على 12 غم يساوي 12 وحدة وزن ذري. ومن هنا نستطيع من خلال عدد افوجادرو أن نجد الوزن الفعلي لذرة الكربون من معرفتنا بان 12 غم من الكربون تساوي مول واحد والمول الواحد يحتوي على عدد من الذرات مساوي لعدد افوجادرو أي أن 12غم لكل مول من الكربون مقسومة على عدد افوجادرو يعطينا وزن ذرة الكربون كما يلي:

$$\mathrm{C_{mass}} = \frac{12.000g/mol}{6.0221367\times 10^{23}\,atom/mol} = 1.99926\times 10^{-23}\,g/atom$$

وهذا الوزن يكون حصيلة مجموع وزن ستة بروتونات وستة نيترونات أي انه مجموع اثنا عشر جسيم ذري وبالتالي بقسمة هذا الوزن على 12 نحصل على قيمة الوزن الذري لكل جسيم والذي يساوي وحدة وزن ذري واحدة:

$$1AMU = \frac{1.99926\times 10^{-23}}{12} = 1.66\times 10^{-24}\,g$$

وهذه القيمة قريبة جدا من الوزن الحقيقي للبروتون أو للنيترون حيث تبلغ $1.672623\times 10^{-24}\,g$ للبروتون والتي تساوي 1.00727647 وحدة وزن ذري و $1.674928\times 10^{-24}\,g$ للنيترون وتساوي 1.008664923 وحدة وزن ذري.

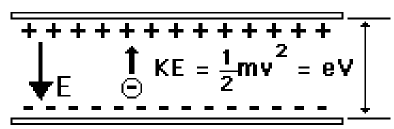
الإلكترون فولت:

من الوحدات المهمة في توصيف طاقة الذرة وجسيماتها ووحدة الإلكترون فولت ، وتعرف على أنها مقدار الزيادة في الطاقة الحركية للجسيم بمقدار وحدة واحدة عندما يتسارع في فرق جهد مقداره فولت واحد. وبناء علية فان الإلكترون فولت يساوي:

$$eV = q \times V$$

حيث eV إلكترون فولت و q شحنة الإلكترون و V فرق الجهد.

$$eV = 1.6 \times 10^{-19} C \times 1V = 1.6 \times 10^{-19} J$$



تعريف الالكترون فولت

مثال:

أنبوب أشعة سينية فرق الجهد بين قطبيته 120 كيلو فولت فما هي طاقة فوتون الأشعة السينية المتولد نتيجة اصطدام الإلكترون المتسارع بالقطب الموجب المصنوع من مادة التنجستون ؟

الحل: طاقة الفوتون المتولد بالإلكترون فولت eV = شحنة الإلكترون مضروبا في فرق الجهد

$$hv = 120000V \times 1.6 \times 10^{-19} C = 1.92 \times 10^{-14} J$$

القوة والطاقة في الذرة:

يوجد في الطبيعة أربعة قوى رئيسة تتحكم بديناميكية المادة (المكان والطاقة والشغل وغيرة) وهذه القوى هي قوة التجاذب بين الكتل وقوة تحول وانبعاث المواد المشعة والقوة الكهرومغناطيسية وقوة الربط النووي بين الجسيمات المكونة للنواة. فطاقة الجسيم في الذرة تعتمد على قوة التجاذب الكهربائي بين الشحنة الموجبة التي يحملها البروتون والشحنة السالبة التي يحملها الإلكترون في المدار المحيط بالنواة وقوة الربط النووي التي تكون كبيرة بما فيه الكفاية للتغلب على قوة التنافر الكهربائي بين البروتونات التي تحمل الشحنات الموجبة داخل النواة. أما بالنسبة لقوة التجاذب بين الأجسام فتأثيرها معدوم لصغر هذه القوة نظرا لصغر الكتل، بالإضافة الى قوة ضعيفة مصاحبة لعملية انتقال المواد المشعة من مستوى طاقة الى مستوى أخر[11].

القوة المثيرة والأقوى هي قوة الربط النووي بين جسيمات النواة - البروتون والنيترون أو أي من مركباتها وهذه القوة لا تتأثر بقوة التنافر أو المسافة بين البروتونات وهي كبيرة بما فيه الكفاية للتغلب على قوة التنافر. وقوة الربط النووي اقوي بحوالي مائة مرة من القوة الكهرومغناطيسية وهي تتواجد داخل حدود النواة ولا يوجد لها تأثير خارج هذه الحدود. أما القوة الكهرومغناطيسية فهي تتواجد بين الجسيمات المشحونة حيثما وجدت وهذه القوة تتناسب عكسيا مع مربع المسافة بين الجسيمات المشحونة ويمكن التعبير عنها رياضياً كما يلي:

$$F = \frac{q_1 \times q_2}{4\pi\varepsilon r^2} = k\frac{q_1 \times q_2}{r^2}$$

حيث :

$$K = 9\times10^9 \frac{N}{m^2.C^2}$$

وتعرف هذه العلاقة بقانون كولوم والقوة الناتجة تسمى أيضا بقوة كولوم بين الشحنات سواء كانت قوة تنـافر أو قوة تجاذب.

يخضع الإلكترون في المدار لهذه القوة التي تربطه بالنواة بقوة تجاذب بالإضافة الى قوة الطرد المركزي نتيجة دورانه في مدار حول النواة وقوة الطرد المركزي F_r تساوي:

$$F_r = \frac{mv^2}{r}$$

حيث:

v سرعة الإلكترون في المدار و m كتلة الإلكترون و r نصف قطر المدار والشكل (4) يوضح هـذه القـوي المؤثرة على الإلكترون في المدار.

في حالة وجود الإلكترون في المدار يكون بحالة اتزان إي أن قوة التجاذب الكهربائي تكون مساوية لقـوة الطـرد المركزي أو يمكننا التعبير عن ذلك كما يلي:

$$F_{centripetal} = \frac{mv^2}{r} = \frac{Ze^2}{4\pi\varepsilon_0 r^2}$$

وبما أن طاقة الحركة T تساوي:

$$T = \frac{mv^2}{2} = \frac{Ze^2}{8\pi\varepsilon_0 r}$$

وطاقة الوضع U تساوي:

$$U = \frac{-Ze^2}{4\pi\varepsilon_0 r}$$

وبما أن الطاقة الكلية تساوي طاقة الوضع والطاقة الحركية وبجمع طاقة الحركة وطاقة الوضع نحصل على :

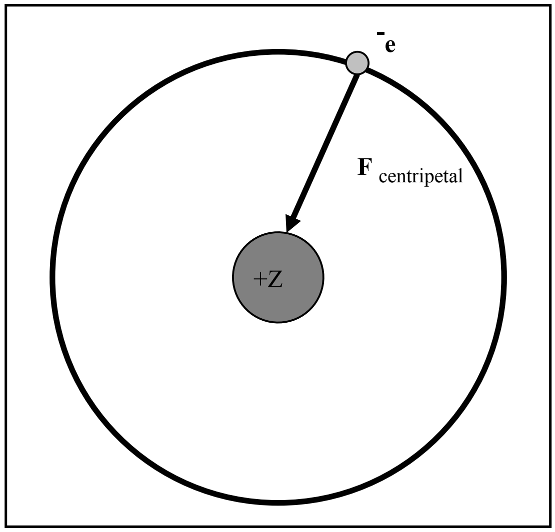
$$E = T + U = \frac{Ze^2}{8\pi\varepsilon_0 r} + \frac{-Ze^2}{4\pi\varepsilon_0 r} = \frac{-Ze^2}{8\pi\varepsilon_0 r}$$

يوضح الشكل (4) القوى المؤثرة على الإلكترون والذي يبين موقع الإلكترون ويعتمد موقع الإلكترون علـى عدة عوامل تتم معالجتها من خلال ميكانيكا الكم ولكن نود الإشارة هنا بان الإلكترون في المدار له مستوى معين ومحدد من الطاقة ولكل ذرة من الذرات مستويات محددة من الطاقة تتواجد فيها الإلكترونات حسب نوع الـذرة وعددها ، بحيث تتوزع هذه الإلكترونات في المدارات المحيطة بنواة الذرات بأعداد معينة ومحددة ويملك كل إلكترون طاقة محددة في مداره.

مستويات الطاقة في الذرة والنواة:

لو افترضنا وجود كتلة ساكنة على مستوى سطح الأرض، فستكون هذه الكتلة مستقرة وطاقـة الحركـة وطاقة الوضع لها ستكون صفر ، فإذا رمينا هذا الجسم في بئر فانه سيستقر في القاع مكتسبا بذلك طاقة وضع سالبة أي إنه سيحتاج الى طاقة معينة لرفعه واعادته الى سطح الأرض وعكس ذلك إذا قمنا برفع هذا الجسم الى مكـان

مرتفع فأننا في هذه الحالة نكسبه طاقة وضع موجبة أي انه سيعطينا الطاقة التي تم منحها له في حال عودته الى سطح الأرض مرة أخرى أي أن هذا الجسم كان جسماً حرا على سطح الأرض غير مدان أو مدين بطاقة على الإطلاق بوضعه الطبيعي.

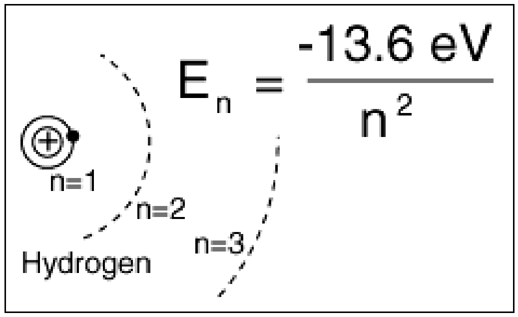


الشكل (4): القوة المؤثرة على الإلكترون في المدار.

الوضع في الذرة والنواة يختلف عن وضع الجسم الحر ، فالإلكترونات في مدارات الذرة مدانة بمقدار من الطاقة حسب المدار الذي تتواجد فيه كما حال الجسم في البئر وفي هذه الحالة تحتاج الى طاقة معينة حسب المدار الذي تتواجد فيه لترتفع الى مدار أعلى أو لتصبح حرة وعكس ذلك فأنا ستعطي طاقة على شكل إشعاع فوتوني في حال نزولها الى مستويات أدنى لتصبح مدانة أكثر وبالتالي أكثر ارتباطاً ويبقى في مكانة ما لم يتم حصوله على الطاقة اللازمة لينتقل من هذا المدار الى مدار أعلى أو ليتحرر بالكامل. وفي هذه الحالة فان الإلكترون يكون حراً بحال عدم ارتباطه بالذرة ويكون غير مدان لها بأي طاقة أما عند ارتباطه في نواة الذرة فانه يكون مدان لها بالطاقة مقابل هذا الارتباط وكلما كان المدار اقرب الى النواة كلما كان مقدار الطاقة التي يدين بها اكبر .أي أن طاقة الإلكترون في المدار والتي يدين بها نتيجة هذا الارتباط تساوي $-13.6(Z^2/n^2)$ حيث Z عدد البروتونات في النواة و n رقم المدار الذي يوجد فيه الإلكترون وكلما ازداد رقم المدار كلما قلت طاقة ارتباطه في النواة حسب معادلة الارتباط هذه.

وكما أوضحنا سابقا فان الإلكترون سيحتاج الى طاقة لرفعة من مدار قريب للنواة الى مدار ابعد لتسديد مقدار الطاقة التي يدين بها والعكس يحدث عند نزوله من مدار ابعد الى مدار اقرب للنواة فانه سيعطى طاقة وتكون هذه الطاقة على شكل إشعاع فوتوني، وتحتل الإلكترونات دائما المدارات الأقرب للنواة وفي حال وجود مكان لها غير محتل من قبل الإلكترون أخر. وتم تسمية المدار الأقرب للنواة بالمدار K وأعطى الرقم واحد للمدار $n=1$ وسعته من الإلكترونات تساوي إلكترونين والمدار الذي يليه رقم 2 أعطى الرمز L وسعته 8 الكترونات والذي يليه سعته 18 إلكترون وهكذا تكون سعة المدار القصوى $2n^2$ بحسب مبدأ باولي [139]. ونفس هذا المبدأ ينطبق أيضا على الجسيمات داخل النواة حيث أن الطاقة الناتجة عن إعادة ترتيب النيترونات والبروتونات داخل النواة

لاتخاذ مستوى الطاقة الأقل تؤدي الى انبعاث هذه الطاقة على شكل جسيم ينبعث من النواة أو على شكل أشـعة فوتونيه منبعثة نتيجة للتغيرات في مستويات الطاقة داخل النواة.



لقد اثبت اينشتاين بان الطاقة والمادة متكافئتان وذلك لإمكانية تحولها من شكل الى أخر من مادة الى طاقة أو من طاقة الى مادة وقد أوجد اينشتاين هذه العلاقة على الشكل التالي:

$$E_0 = m_0 c^2$$

حيث E_0 قيمة الطاقة للمادة بحالة السكون و c سرعة الضوء بالفراغ.

ونظراً لصغر هذه القيمة يتم التعبير عن هذه الكمية من الطاقة بوحدة الإلكترون فولـت (eV) الـذي تم تعريفه سابقاً وذلك بتحويل قيمة هذه الطاقة بحسابها لقيمة الطاقة الناتجة عن تحول وحدة وزن ذري واحدة مضروبة بمربع سرعة الضوء ، وبالتالي فان كل وحدة وزن ذري واحدة تتحول الى مقدار من الطاقة يساوي $931 MeV$ ، أما قيمة الطاقة المتحولة للإلكترون الواحد إذا ما تم حسابها فأنها تساوي $0.511 MeV$.

طاقة الربط النووي في النواة :

الطاقة والكتلة وقانون حفظ الطاقة والكتلة تأخذ بالحسبان عند عندما تكون الجسيمات مرتبطـة بـالنواة، فالطاقة أو الكتلة للجسيمات تكون اقل في حالة أن كانت مرتبطة في النواة من مجموعها إذا تم أخذها بشكل منفرد أي يمكن كتابتها على النحو التالي:

$$M < m_1 + m_2$$

وبهذه الحالة فانه عند عملية الارتباط النووي فأن هناك جزء من كتلة هذه الجسيمات ستتحول الى طاقـة تنبعث عند حصول هذه العملية موضحة كما يلي:

$$m_1 + m_2 \rightarrow M + E_{b(released)}$$

حيث أن E_b مقدار الطاقة التي تم تحررها عند عملية ربط هذه الجسيمات مع بعضها، وبالنتيجة فأنه يمكن حساب طاقة الربط النووية بين الجسيمات بحساب فرق الكتلة بين الجسيمات مرتبطة (داخل النواة) ككتلة واحـدة M وحساب مجموع الكتل للجسيمات كل جسيم لوحده m_1, m_2, m_n وبعد ضرب فرق الكتلة بمربع سرعة الضـوء نحصل على قيمة طاقة الربط النووي للنواة ويتم حسابها كما يلي:

$$E_b = (m_1 + m_2 - M)c^2$$

$$E_b = \Delta m c^2$$

وهذه الطاقة (طاقة الربط النووي) تكون هي المسئولة عن عملية ربط جسيمات النواة والذرة مع بعضها وبـنفس الوقت فأننا نحتاج لطاقة مساوية لهذه القيمة لفصل مكونات النواة عن بعضها وتفكيك جسيماتها. وفي هذا السياق نأخذ المثال التالي:

مثال:

أوجد طاقة الربط النووي لذرة الديتريوم والتي تحتوي على بروتون واحد ونيترون واحد وإلكترون واحد؟

الحل:

كتلـة البروتـون = $1.00727647 AMU$ (وحـدة وزن ذري) و النيتـرون = $1.00866491 AMU$ والإلكترون = $0.00054858 AMU$ ومجموع هذه الجسيمات = $2.01648996 AMU$ و وزن ذرة الديتريوم = $2.01410178 AMU$

الفرق بين الكتلة الكلية لذرة الديتريوم ومجموع الكتل الفردية للجسيمات يسـاوي = $0.00238818 AMU$ فان طاقة الربط في هذه الحالة تساوي:

$$E_b = \Delta mc^2 = 0.00238818 \times 931.502 MeV = 2.2246 MeV$$

وهذا المقدار من الطاقة سيتحرر على شكل طاقة فوتونيه عند عملية ارتباط هذه الجسيمات مع بعضها لتشكيل ذرة الديتريوم وهي كذلك نفس الطاقة اللازمة لتفكيك الذرة لمكوناتها الأصلية.

من هنا يمكننا حساب طاقة الربط النووي لكافة العناصر الموجودة كما انه يمكننا تمثيل قيم طاقة الربط بيانيا كما هو مبين في الشكل (5)، والذي نستطيع أن نستنتج منه بان العناصر الموجودة في منتصف المنحنى هي الأقوى ارتباطا مثل عنصر الحديد والنيكل حيث تبلغ طاقة الربط فيهما حـوالي ($8.8 MeV / nucleon$) 8.8 مليـون إلكترون فولت لكل نيكلون كما انه يوجد ذرات معينة مثل الهليوم والكربون والأوكسجين تمتاز بطاقـة ارتبـاط إضافية أو بمعني أخر بطاقة اكبر من ذرات العناصر المجاورة لها وفي نهاية المنحنى يمكن ملاحظة الذرات الانشـطارية مثل اليورانيوم والبلوتونيوم والتي تنتج عند انشطارها ذرتين اقل كتلة ولكنها تكون أكثر ارتباطـاً، ولكـن هـذه الذرات تملك طاقة ربط اقل من طاقة الربط التي تملكها العناصر الواقعة في منتصف المنحنى.

قيمة Q :

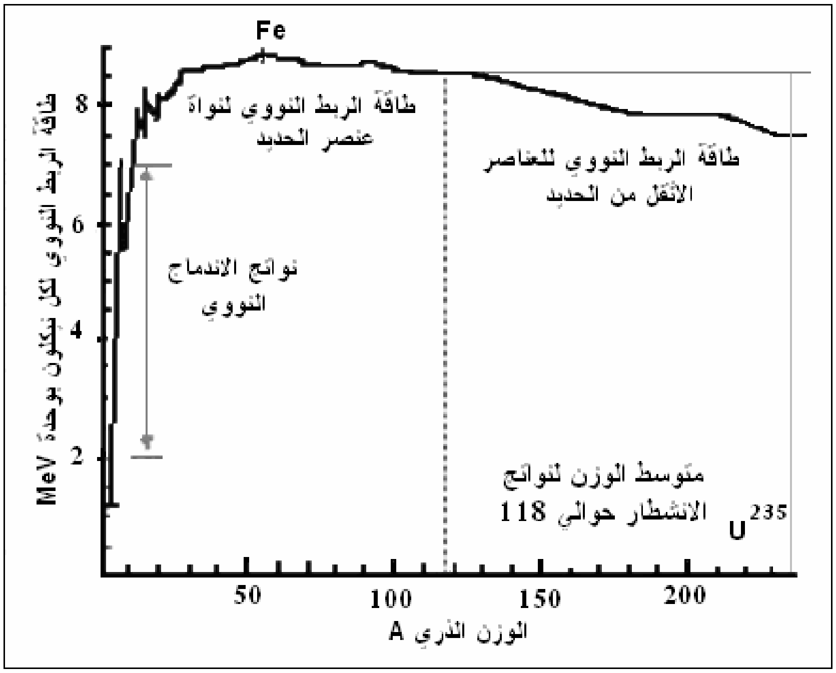
قيمة Q تمثل الطاقة اللازمة لمعادلة التفاعل النووي وهي عبارة عن الطاقة الناتجة عن تغير الرابطـة النوويـة نتيجة التفاعل النووي أو الطاقة التي قد يحتاجها لتحطيم ارتباط الجسيمات النووية ومثال على ذلك التفاعل النووي التالي:

$$_1^1H + _0^1n \rightarrow _1^2H + Q$$

حيث أن قيمة Q تمثل مقدار التغير في الطاقة فإذا كانت قيمة Q موجبة فهذا يعني بان هناك تحرر طاقـة نتيجـة التفاعل أما إذا كانت قيمة Q سالبة فهذا يعني بان التفاعل يحتاج الى طاقة لحصوله كما هو مبين أدناه:

$$_1^2H + Q \rightarrow _1^1H + _0^1n$$

من هنا نجد أن التفاعل أما أن يحتاج لطاقة معينة لحصوله أو أن يكون قابلا لإنتاج الطاقة.



الشكل (5): منحنى طاقة الربط النووي مع الوزن الذري.

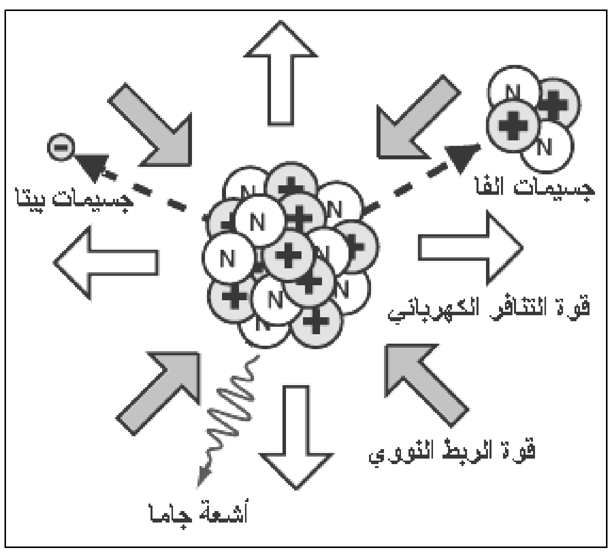
الفصل الثاني

الإشعاعات المؤينة والنشاط الإشعاعي

المقدمة:

تقسم مصادر الإشعاع الى قسمين رئيسيين ، هما الإشعاع الطبيعي والإشعاع الصـناعي النـاتجين عـن اضمحلال (تفكك) النظائر المشعة تلقائيا بشكل طبيعي أو بوجود مؤثر خارجي ، وما يرافقه من انبعاث لجسيمات نووية مثل جسيمات ألفا و بيتا أو أشعه كهرومغناطيسية كأشعة جاما ، بالإضافة الى الاشعه السينية التي تصدر من المدارات المحيطة بالنواة أو نتيجة لاصطدام الإلكترونات المتسارعة وتفاعلها مع الذرة.

وانبعاث الإشعاعات من نواة الذرة ، هو نتيجة التضارب الشديد بين قوى الجذب النووي وقـوى التنـافر الكهربائي داخل انوية الذرات غير المستقرة. وأنواع الانبعاثات الأكثر شيوعا هي انبعاث ألفا وبيتا وجاما بالإضافة الى عدة أنواع أخرى اقل شيوعا مثل القنص الإلكتروني (*Electron Capture*) وانبعاث البزوترون والتحـول الداخلي وغيره من الأنبعاثات الأخرى.



التحلل (انبعاث) ألفا:

جسيم ألفا عبارة عن نواة ذرة الهليوم المكونة من بروتونين ونيترونيين وتمتاز بوزنها الكبير بالنسبة الى جسـيم بيتا حيث يبلغ جسيم ألفا حوالي 7000 ضعف وزن جسيم بيتا وتكون شحنته موجبة وبمقدار يسـاوي شـحنة البروتونين. وتمتاز هذه الجسيمات بمدى اختراق قصير جدا نظرا لشحنتها وكتلتها. ويكون التواجد الطبيعي لانبعاث ألفا في ذرات العناصر الثقيلة ، الأثقل من الرصاص والتي تتميز دائما بانخفاض طاقة الربط بين مكونات النواة و هي

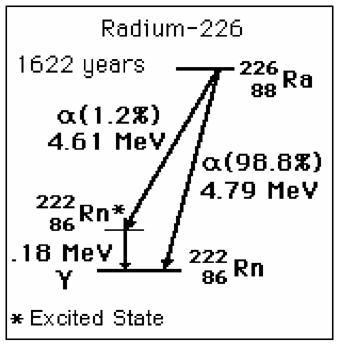
بالعادة انويه غير مستقرة وتنحل الى انوية أخرى أكثر استقرارا، فعلى سبيل المثال ذرة عنصر الراديوم عندما تنحل الى ذرة عنصر الرادون فأنا تطلق جسيم ألفا كما هو موضح في المعادلة التالية:

$${}^{226}_{88}Ra \rightarrow {}^{222}_{86}Rn + {}^{4}_{2}He$$

وحتى يتحقق شرط أن تكون النواة مشعة لجسيم ألفا (باعثة للطاقة) يجب أن تكون كتلتها اكبر من مجموع كتلة النواة الوليدة وجسيم ألفا على النحو التالي :

كتلة النواة الأم > كتلة النواة الوليدة + كتلة جسيم ألفا

وفرق الكتلة في هذه الحالة سيكون بمقدار قيمة Q التي تم توضيحها في الفصل السابق ، والمخطط التوضيحي لهـذا الانحلال مبين بالشكل (1).



الشكل (1): مخطط توضيحي لانحلال ذرة الراديوم وانبعاث دقائق ألفا.

من المخطط التوضيحي لانحلال ذرة الراديوم نلاحـظ بـان 98.8 % مـن جسـيمات ألفـا تنبعـث بطاقة $4.79MeV$ ، ونسبة 1.2 % تنبعث بطاقة $4.61MeV$ وفي هذه الحالة فان نواة الراديوم لم تتخلص مـن كامل طاقتها لذا فان الذرة الوليدة وهي ذرة الرادون تكون بوضع مستثار نتيجة تواجد هذه الطاقة وبالتالي فإنـا ستطلق هذه الطاقة على شكل إشعاع أخر وهو أشعة جاما لذا فان نسبة 1.2 % من انبعاث ألفا سيرافقه إشـعاع جاما بطاقة $0.18MeV$ وهو فرق الطاقة المتبقية من التفاعل.

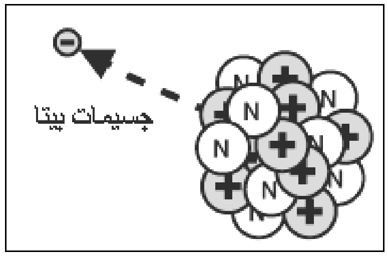
معظم جسيمات ألفا ذات الطاقة العالية تأتي بالغالب من انويه مشعة ذات عمر نصف قصير نسبيا حيث انـه توجد علاقة ما بين مدى اختراق جسيمات ألفا R وعمر النصف للنويه المشعة تعرف بقانون جايجر- نوتال وهي علاقة خطية بين لوغارتيم مدى اختراق ألفا و لوغاريتم عمر النصف T لباعثات جسيمات ألفا كما هو مـبين في المعادلة أدناه:

$$-\ln T = a + b \ln R$$

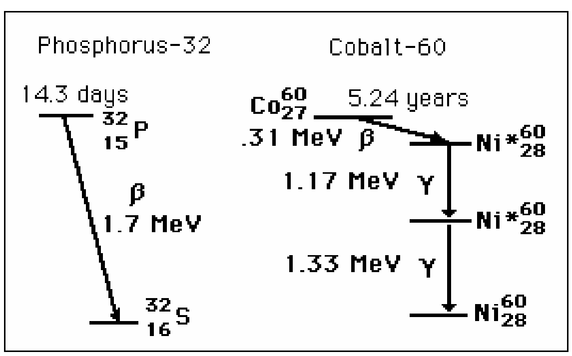
كما أسلفنا سابقا بان مدى الاختراق لجسيمات ألفا صغير جدا ، لذا فإنا لا تشكل أي خطر إشعاعي خارجي لان مدى اختراقها لا يتجاوز الطبقة الميتة من الجلد ، لذا فإنا من منظور الوقاية الإشعاعية لا تشكل خطراً ألا في حالة دخولها الى داخل الجسم من خلال البلع أو التنفس أو من خلال الجروح المفتوحة وفي هذه الحالة فأنا تكون مصدر خطر إشعاعي ينبعث من داخل الجسم وبطاقة عالية نسبيا تضاعف من الخطورة لان طاقتها بالكامل ستمتص داخل الجسم.

التحلل (انحلال) بيتا:

تقوم نواة العنصر غير المستقرة بعملية انبعاث يتم خلاله إطلاق إلكترون ، يدعى في هذه الحالة بجسيم بيتا β^- مع جسيم أخر هو النيوترينو. و النيوترينو عبارة عن جسيم كتلته صفر وشحنته صفر أو بأنبعاث جسيم أخر يدعى البزوترون وهو عبارة جسيم كتلته مساوية لكتلة الإلكترون وشحنته موجبة β^+ بالإضافة الى النيوترينو المضاد ويحدث هذا الانبعاث بعدد كبير من انوية النظائر سواء كانت ثقيلة أو خفيفة.



كما أسلفنا في الفصل الأول بأنه حتى تكون الذرة مستقرة يجب يكون عدد البروتونات مساويا لعدد النيترونات في الانوية الخفيفة ثم بعد ذلك يصبح عدد النيترونات اكبر قليلا عن عدد البروتونات للمحافظة على ترابط النواة والتغلب على قوى التنافر الكهربائي بين البروتونات ضمن نطاق النواة وهذه النسبة تبلغ 1 في الانوية الخفيفة التي يقل العدد الذري فيها عن 20 لتصل الى 1.6 في الانوية الثقيلة (انظر العلاقة البيانية الواردة في الفصل الأول-الشكل رقم 2) ، وفي حال تغير هذه النسبة تصبح النواة مشعة وتقوم بالتخلص من طاقتها على شكل جسيمات بيتا نتيجة تحول أحد النيترونات الفائضة بالنواة الى بروتون وجسيم بيتا ويؤدى هذا الى زيادة عدد البروتونات بمقدار واحد $(Z+1)$ أو بتحول البروتون الى نيترون و بوزترون ويؤدى هذا التحول الى نقص في عدد البروتونات بمقدار واحد $(Z-1)$ ويكون احتمال انبعاث بيتا اكبر عندما تكون نسبة النيترونات الى البروتونات أعلى وعكس ذلك عندما يكون عدد البروتونات أكثر أي أن نسبة النيترونات الى البروتونات اقل يحدث انبعاث البوزترون. كما انه في حال تغير هذه النسبة عن منحنى الاستقرار البياني يمكن أن يكون النظير مستقرا بالنسبة إلى انبعاث ألفا على سبيل المثال وغير مستقر بالنسبة إلى انبعاث بيتا والعكس صحيح بفارق أن انبعاث بيتا يشمل كافة النظائر الخفيفة منها والثقيلة[118].



الشكل (2): مخطط الانحلال الإشعاعي لنواة عنصر الفسفور ولنواة عنصر الكوبالت.

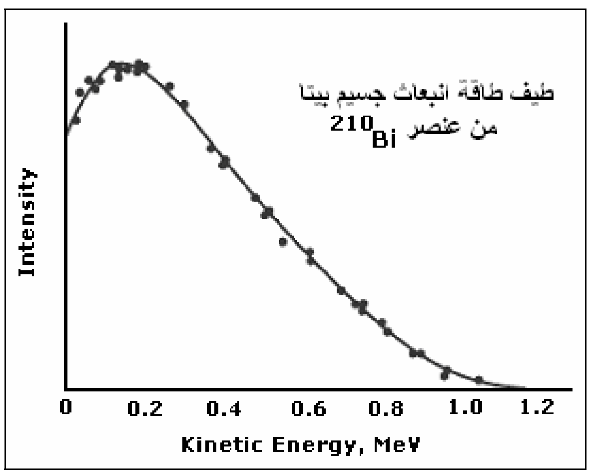
يظهر الشكل (2) مخطط الانحلال لنظير نواة الفسفور ^{32}P على يسار الشكل ومخطط الانحلال لنظير الكوبالت ^{60}Co على اليمين ، ففي ذرة الفسفور والتي تحتوي على 15 بروتوناً و 17 نيتروناً تنبعث النواة بتحول

أحد النيترونات إلى بروتون وجسيم بيتا ليصبح عدد البروتونات 16 بروتون لتتحـول النـواة ألام إلى نـواة ذرة الكبريت المستقر في الحالة الأرضية ويبقى مجموع النيترونات والبروتونات بدون تغير. وفرق الطاقـة الـذي يبلـغ $1.7MeV$ بين مستوى نواتَي النظيرين تم إعطاءها لجسيم بيتا مره واحدة.

أما في حالة الكوبالت على يمين المخطط فان نظير الكوبالت ^{60}Co ينحل منتجاً جسيم بيتا بطاقة $0.31MeV$ وتتحول النواة الى نواة النيكل بعدد بروتونات 28 ولكن هذا الانبعاث ليس كافيا للتخلص من كامل فرق الطاقة بين النواة ألام والنواة الوليدة، لذا فان النواة الابنة وهي النيكل لا تزال في مستوى الإثارة فتطلق في هذه الحالة أشعة جاما بطاقة $1.17MeV$ لتنتقل الى مستوى إثارة أخر اقل بمقدار طاقة أشعة جاما المنبعثة لتطلق أشعة جاما مرة أخرى بطاقة تساوي $1.33MeV$ لتستقر في النهاية في المستوى الأرضي ، وبجمع مقدار الطاقات لكافة الانبعاثات الثلاث نجد أنا تبلغ $2.81MeV$ تم التخلص منها من خلال عدة انبعاثات نووية . وتكون قيمة Q لهذا التفاعل النووي تساوي فرق الكتلة بين النواة ألام والنواة الابنة وجسيم بيتا أي أن :

$$Q = M_{Co} - (M_{Ni} + m_{e^-})$$

قيمة طاقة بيتا تقع بين قيمة الصفر والقيمة القصوى لها حيث أن النيوترينو يشارك جسيم بيتا في طاقته فيمكن له اخذ كامل الطاقة القصوى و جسيم بيتا يأخذ طاقه مقدارها صفر والعكس صحيح أيضا كما انه يمكن أن تتوزع الطاقة احتماليا بينهما. لذا يكون طيف جسيم بيتا عند قياسه طيف متواصل كما هو مبين في الشكل (3) بعكـس طيف جسيم ألفا الذي يكون ذو طاقات محددة.



الشكل (3): طيف الانبعاث لجسيم بيتا من نواة عنصر البازموث ^{210}Bi .

أن عملية الانبعاث الإشعاعي لجسيم بيتا أو البزوترون تأتى من خلال عدة أنواع وذلك عنـدما يتحلـل النيترون لينتج بروتون وجسيم بيتا كما هو مبين أدناه:

$$^{1}_{0}n \rightarrow {}^{1}_{1}p + {}^{-}\beta + \bar{\nu}$$

أو عندما يتحول البروتون الى نيترون وبزوترون كما يلي:

$$^{1}_{1}p \rightarrow {}^{1}_{0}n + {}^{+}\beta + \nu$$

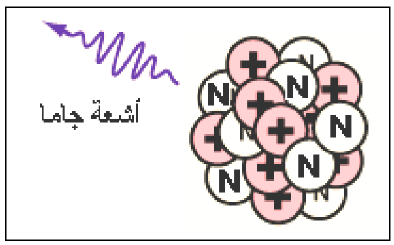
أو قد تتم العملية بان تقوم النواة باقتناص أحد الإلكترونات المدارية وفي العادة من المدار الأول K أو مـن المـدار الثاني L في حالات قليلة، ليتفاعل مع أحد بروتونات النواة ليتحولا الى نيترون وفى هذه الحالة لا تصدر النواة أي من جسيمات بيتا ولكن يمكن لها أن تصدر أشعة جاما.

$$ {}_1^1p + {}^-e \rightarrow {}_0^1n + \nu $$

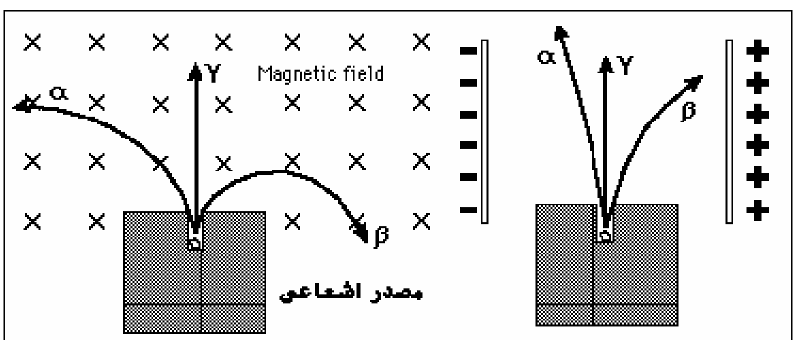
ولا يحدث هذا التفاعل إطلاقاً في حالة كانت قيمة Q للتفاعل اقل من طاقة الربط للمدار المقتنص منه الإلكتـرون سواء K أو L [139].

انبعاث أشعة جاما:

أشعة جاما عبارة عن أشعة كهرومغناطيسية تقع ضمن الطيف الكهرومغناطيسي الذي يحوي ضمنه الأشـعة المرئية وموجات الميكروويف وأشعة أكس. أشعة جاما وأشعة اكس تكون ذات طاقة عالية جدا بالنسـبة للطيـف الكهرومغناطيسي مما يجعلها قادرة على تأيين الذرات عند تفاعلها مع المادة.



وأشعة جاما كونها طاقة فوتونيه موجيه ، لا تتأثر بالمجال الكهربائي ولا بالمجال المغناطيسي كما هو الحـال في جسيمات ألفا وبيتا المشحونة ، بالإضافة إلى اختلاف طريقة تفاعلها مع المادة عن طريقة تفاعل الجسيمات المشحونة مع المادة.



تأثر الاشعاع بالمجالين الكهربائي والمغناطيسي

مصدر أشعة جاما هو نواة النظير والتي تكون في اغلب الأحيان نواة مثارة نتيجة حصول تفاعل نووي أدى الى انبعاث جسيمات ألفا أو بيتا للتخلص من الطاقة الفائضة في النواة وأعادتها الى حالتها المسـتقرة. بالإضـافة الى احتمالية أن تعطي طاقتها الى أحدى الإلكترونات المدارية القريبة بالعادة K ليترك الذرة حاملا معه هـذه الطاقـة ويدعى هذا التفاعل بالتحول الداخلي (internal conversion) ، وتتميز هذه الإلكترونات بطاقتـها المحـدودة بعكس الإلكترونات الناتجة عن انحلال بيتا ، وتفاعل التحول الداخلي يكون طيفه مستمر حيث تكون طاقته مساوية

لطاقة النواة مطروحا منها طاقة الربط في المدار ($E_e = E^* - E_B$). وتدعى نسبة عدد الإلكترونات المتحولة الى عدد فوتونات أشعة جاما بمعامل التحول الداخلي وهذا المعامل يتناسب مع مكعب العدد الذري طرديا ويتناسب عكسيا مع طاقة الإثارة في النواة أي بمعنى انه كلما زاد العدد الذري وقلت طاقة الإثارة بما يقارب طاقة الربط في المدارات المحيطة بالنواة كلما ازداد عدد الإلكترونات المتحولة[139].

عملية انتقال الطاقة يمكن أن تتم على عدة مراحل ، فقد تنتقل النواة من مستوى إثارة الى مستوى اقل ثم الى مستوى أخر اقل منه وهكذا دواليك أو أن تنتقل النواة من مستوى طاقة الى أخر مباشرة ومن ثم الى حالة الاستقرار ، ونتيجة هذا الانتقال لا يحدث أي تغيير إطلاقا على عدد البروتونات أو عدد النيترونات ويدعى في هذه الحالة بالانتقال الايسومري وتدعى النواة في المستوى الأعلى والمستوى الأخير المستقر لها بالنواة الايسومرية.

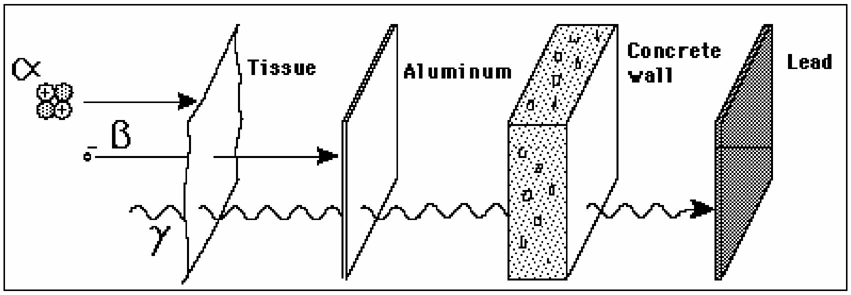
طيف أشعة جاما هو خاصية لكل نواة أي أن كل نواة تشع أشعة جاما بطاقة معينه يمكن من خلال قياس هذه الطاقة التعرف على نواة النظير المشع وتمييز كل نواة من خلال تحليل طيفها كما يحدث في عملية التحليل الطيفي (*Gamma Spectroscopy*) الذي يتم فيه معرفة طاقة كل ذرة من خلال تحليل طيف الانبعاث لأشعة جاما المنبعثة ، وبالتالي التعرف على نواة العنصر ، حيث أن كل نواة عنصر لها قدر محدود من الطاقة التي تبعثها من خلال إشعاع جاما وحتى لو كانت ضمن خليط من الانوية المشعة لجاما.

في العادة، انبعاث جاما الذي يتبع انبعاث جسيم نووي مثل ألفا أو بيتا والذي يؤدي الى ترك النواة في حالة عدم استقرار يحصل في زمن صغير جداً بحدود 10^{-10} ثانية التي تكون النواة فيها بحالة الإثارة الانتقالية ولكن في بعض الحالات يمكن للنواة أن تؤخر هذا الانبعاث وتبقى في حالتها المثارة لزمن أطول ومثال على ذلك نواة ذرة الميلبدنيوم ^{99}Mo التي يحدث لها انبعاث لجسيم بيتا لتتحول الى نواة التكنيسيوم ^{99m}Tc لتبقى في الحالة الانتقالية (الايسومرية) لعمر نصف يبلغ 6.01 ساعة قبل أن تطلق أشعة جاما ، وتكون النواة في حالة شبه مستقرة (*Metastable State*) ، وهذه الخاصية بالإضافة الى الخواص الأخرى منحها أفضلية الاستخدام في المجالات الطبية وأغراض الطب النووي، ويمكن تمثيل هذا التفاعل كما يلي:

$$^{99m}_{43}Tc \rightarrow ^{99}_{43}Tc + \gamma$$

مقدار اختراق أشعة جاما في المواد يختلف عن مدى اختراق الجسيمات المشحونة مثل ألفا وبيتا بحيث أن هذه الجسيمات يتم إيقافها بسمك قليل من المادة ، أما بالنسبة لأشعة جاما فأننا تحتاج الى سمك اكبر مما تحتاجه الجسيمات المشحونة وهذا الأمر مهم لغايات الوقاية الإشعاعية واختيار المواد الأكفأ في توهين وإيقاف الأشعة نظراً لاختلاف طبيعة تفاعلها مع المادة وكبر مدى اختراقها للمواد والشكل (4) يوضح هذا الاختلاف في مدى الاختراق لأنواع الإشعاع المختلفة.

أن مدى الاختراق لأشعة جاما كبير جدا وهو اكبر بكثير منه للجسيمات المشحونة، لذا فأننا تحتاج الى سمك اكبر لإيقافها ، ومع وجود هذا السمك الكبير ألا أن احتمالية عبور فوتونات جاما للحاجز تكون قائمة ومن هنا تتضح مدى خطورة التعامل مع هذه الأشعة وصعوبة إيقافها بالكامل والوصول الى العدد صفر من الفوتونات المخترقة للحاجز لذا تعتبر أشعة جاما وأشعة اكس (الأشعة السينية) أيضا أكثر أهمية عندما يتم تصميم وإعداد الحواجز الواقية من الإشعاع والأكثر مدعاة للقلق في مجال الوقاية الإشعاعية نظرا لمدى اختراقها الكبير للحواجز الواقية ومدى اختراقها للجسم البشري أيضا.



الشكل (4): مدى الاختراق لأنواع المختلفة من الإشعاع في المادة.

الأشعة السينية X- Ray:

الأشعة السينية وتسمى أيضا بأشعة اكس هي عبارة عن أشعه كهرومغناطيسية ذات طاقة عالية جدا كما في أشعة جاما ألا أن مصدرها يكون الذرة ومداراتها بعكس أشعة جاما التي مصدرها النواة ، ويوجد نوعين من الأشعة السينية وهما الأشعة السينية المميزة للعنصر والأشعة السينية الأنكباحية وهذا الفرق هو نتيجة اختلاف طريقة إنتاج كل نوع من هذه الأشعة.

- **الأشعة السينية المميزة:**

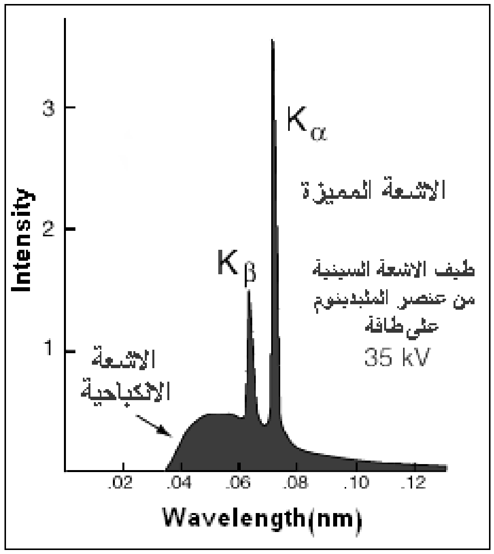
تنتج هذه الأشعة نتيجة لانتقال الإلكترونات المدارية من مدار أعلى للطاقة الى مدار اقل في نفس الذرة نتيجة وجود فراغ الكتروني في إحدى المدارات القريبة للنواة والذي يتم تعبئته من الإلكترونات المتواجدة في المدارات الأعلى في الذرة ، ونتيجة هذا الانتقال ينطلق فوتون أشعة اكس مساوي في الطاقة لفرق الطاقة بين المدارين وحيث أن طاقة هذه المدارات محدودة ، فان طاقة أشعة اكس الناتجة بهذه الطريقة تكون محدودة أيضا لكل عنصر وبالتالي يكون هذا الفوتون كخاصية مميزة للعنصر (هوية شخصية) تميزه عن غيره من العناصر لهذا تم تسميتها بالأشعة السينية المميزة للعنصر ، أي انه يمكن التعرف على العنصر من خلال التعرف على طاقة أشعة اكس المتولدة منه.

أن طيف أشعة اكس المميزة للعنصر يظهر أيضا المدارات التي تم الانتقال أليها وكثافتها كما هو موضح بالشكل (5) لطيف أشعة اكس المميزة لذرة عنصر الميلبدنيوم وهذه الخاصية تستعمل في التعرف على عناصر المركبات الكيماوية في العينات بدون أتلافها لها بحيث يمكن معرفة العنصر من معرفة طاقة الأشعة السينية من خلال تحليل الطيف الإشعاعي.

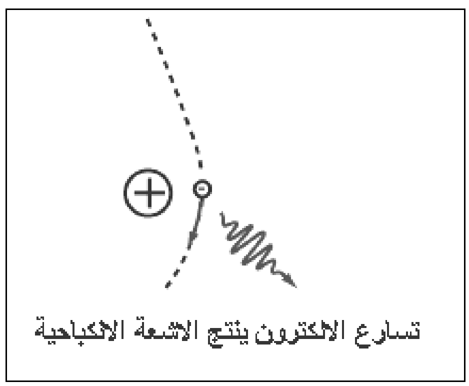
- **الأشعة السينية الأنكباحية:**

تنتج الأشعة السينية عندما يتم حدوث إيقاف مفاجئ للإلكترونات المتسارعة أو تغير في سرعتها وتعرف بإشعاع (*Brehmsstrahlung*) المشتق من التسمية الألمانية والتي تعني الأشعة نتيجة التوقف. ونتيجة لتفاعل الإلكترون المتسارع أو الجسيم المشحون مع المجال الكهربائي الشديد للذرة والنواة يؤدي ذلك الى زيادة سرعته وبالتالي الى انبعاث أشعة كهرومغناطيسية نتيجة تسارع الجسيم المشحون باتجاه النواة وانحرافه ضمن المجال الكهربائي للنواة مما يؤدي الى تغير تسارعه نتيجة قوة كولوم الكهربائية ، وبالتالي فان الطاقة التي يفقدها تتحول الى فوتون

أشعة اكس بطاقة مساوية للطاقة التي فقدها الإلكترون المتسارع ويكون اتجاهها باتجاه المماس لمـنحنى الانحـراف للإلكترون أو الجسيم المشحون كما هو موضح بالشكل (6).



الشكل (5): طيف الأشعة السينية.

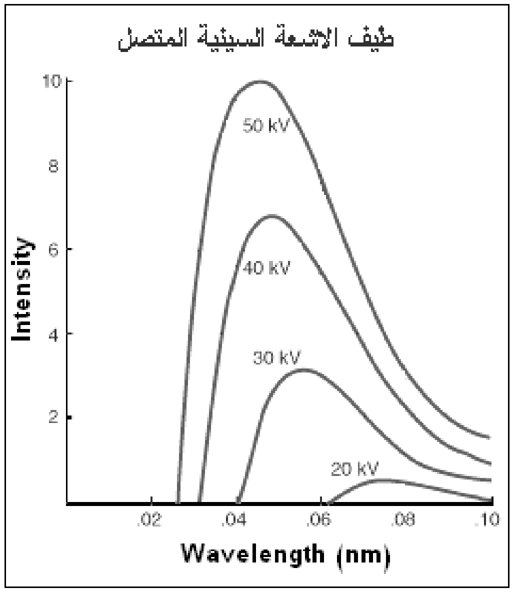


الشكل (6):إنتاج الأشعة الانكباحية.

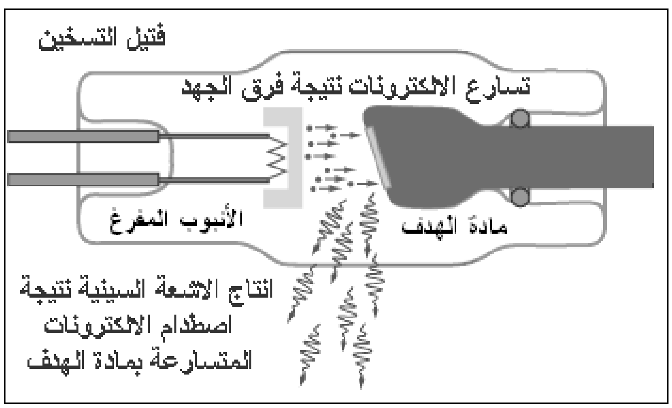
وطيف أشعة اكس الانكباحية يكون طيف متصل كما هو موضح بالشكل (7) ، وليس محدد كما في أشعة اكس المميزة للعنصر ، حيث تتخذ الفوتونات فيه قيما مختلفة من الطاقة الصفريه ولغاية الطاقة القصوى للإلكترون أو الجسيم المتوقف أو المتسارع وهذا يتيح مجال اكبر في استخدامها في التطبيقات الطبية والصناعية المختلفة حيث انـه يمكن التحكم بطاقة الأشعة من خلال التحكم بطاقة الإلكترون المتسارع من خلال استعمال مولد أنبوب الأشـعة السينية أو المسارعات الطبية و البحثية المختلفة حيث أنة بالإمكان الحصول على طيف كبير جـدا مـن الطاقـات المختلفة لهذه الأشعة.

أما طريقة إنتاج أشعة اكس الانكباحية فيتم من خلال أنبوب الأشعة السينية وذلك مـن خـلال تسـريع الإلكترونات التي ينتجها فتيل التسخين نتيجة مرور تيار كهربائي يعمل على تسخين الفتيل مما يؤدي الى انطـلاق غيمة من الإلكترونات ، ثم يتم تسريع هذه الالكترونات في الأنبوب المفرغ من القطب السـالب باتجـاه القطـب

الموجب تحت تأثير جهد كهربائي عالي ، وهذا الجهد هو الذي يحدد طاقـة الأشـعة المنتجـة. وأصـطدم هـذه الإلكترونات المتسارعه بمادة القطب الموجب (الهدف ويكون بالعادة من مادة ألتنجستون) يـؤدي الى توقفهـا أو انحرافها أو إبطائها ، وبالتالي يتم تحول هذه الطاقة الى أشعة سينية تدعى بالأشعة الانكباحية كما هـو موضـح في الشكل (8).



الشكل (7): طيف الأشعة الانكباحية المتصل.



الشكل (8): أنبوب الأشعة السينية.

الانحلال الإشعاعي:

يتم انحلال وانبعاث انوية العناصر وإنتاج جسيمات ألفا وبيتا وأشعة جاما ضمن عملية فيزيائيـة وإحصـائية معقده نوعا ما ، حيث انه من الصعوبة المعرفة بالتحديد وقت انحلال ذرة معينة لذا لوحظ بان عملية الانحلال تـتم ضمن قانون الانحلال الإشعاعي بناء على عمليات إحصائية ضمن فترة زمنية معينة حيث وجد بان هذه العملية تتم ضمن تسلسل أسي معين ، أي انه إذا افترضنا وجود عدد من الذرات N_0 عند الزمن صفر فان هـذه الـذرات

ستنحل ليصبح عددها بعد زمن معين N ، أي أن عدد من الذرات dN تنحل ضمن الفترة الزمنية dt وفي هذه الحالة يمكن كتابة هذه العلاقة رياضيا بالشكل التالي:

$$dN = -N\lambda dt$$

أي أن عدد الذرات الأصلية يتناقص مع مرور الزمن ، وبحل هذه المعادلة رياضيا بالتكامل نجد أن عدد الذرات الباقية بدون انحلال عند زمن معين t تساوي:

$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t}$$

ويعرف هذا القانون بقانون الانحلال الإشعاعي ، حيث أن λ هو ثابت الانحلال الإشعاعي.

النشاطية الإشعاعية:

تعرف النشاطية الإشعاعية (A) بأنا عدد الانبعاثات التلقائية لذرات المادة ضمن فترة زمنية محدودة (ثانية) وتقاس النشاطية الإشعاعية بوحدة الكوري الذي يساوي $(3.7\times10^{10}\,Bq)$ انبعاث (بيكرل) لكل ثانية واحدة وهو مقدار نسبة انحلال عينة معيارية من الراديوم مقدارها غرام واحد.

والنشاطية الإشعاعية تتبع قانون الانحلال الإشعاعي حيث أن النشاطية الإشعاعية تساوي:

$$A = -\frac{dN}{dt} = \lambda t$$

أي أنه يمكن كتابتها بالشكل التالي بتعويض قيمة A بدلا من N :

$$A = A_0 e^{-\lambda t}$$

وإذا قمنا بتمثيل العلاقة بيانيا فأن هذه العلاقة ستظهر كما هو مبين في الشكل (9).

منحنى الانحلال الإشعاعي يبين كيفية تناقص عدد الذرات الأصلي نتيجة انحلالها مع مرور الزمن ، ولو أخذنا قيمة الزمن الذي يصل عدد الذرات بعد انحلالها الى نصف عددها الأصلي فأنة سيكون الزمن T وهذا الزمن يعرف بعمر النصف الإشعاعي الذي يعرف بأنه الزمن اللازم لانحلال الذرات ليصبح عددها نصف العدد الأصلي لها:

$$N = \frac{N_0}{2}$$

ويمكن التعبير عنه رياضياً كما يلي:

$$\frac{1}{2} = e^{-\lambda t}$$

وبأخذ قيمة اللوغاريتم الطبيعي لطرفي المعادلة فأننا سنجد :

$$T = \frac{\ln 2}{\lambda} = \frac{0.693}{\lambda}$$

ومن العلاقة أعلاه فانه يمكننا أن نجد قيمة ثابت الانحلال بمعرفة عمر النصف الإشعاعي أو العكس. ويمكن أيجاد قيمة ثابت التحلل عمليا بوضع عينة مشعة مقابل عداد إشعاعي على مسافة ثابتة ونأخذ قراءات مختلفة لقراءة العداد مع الزمن وبتمثيل العلاقة بيانيا كما في الشكل البياني أعلاه نجد قيمة الزمن على المنحني التي تصبح قراءة العداد مساوية لنصف قيمة قراءته عند البداية وبالتعويض في المعادلة أعلاه يمكننا أيجاد قيمة هذا الثابت.

مثال:

عينة تحتوي على مادة الصوديوم المشعة تبلغ نشاطيتها الإشعاعية 30 ملي كوري. كم ستبلغ نشاطية هـذه العينة بعد زمن مقداره يومين ونصف إذا علم بان عمر النصف الإشعاعي للصوديوم يبلغ 15 ساعة؟

الحل:

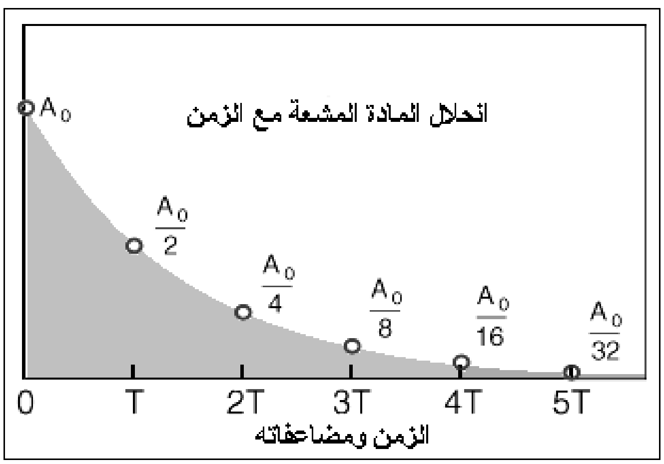
نقوم في الخطوة الأولى بتوحيد وحدات الزمن أي زمن يومين ونصف يساوي بالساعات 60 ساعة ثم بعـد ذلك نجد قيمة ثابت التحلل للمادة المشعة من معرفتنا بمقدار عمر النصف الإشعاعي لها كما يلي:

$$\lambda = \frac{\ln 2}{T} = \frac{0.693}{15h} = 0.0462h^{-1}$$

وحيث أن النشاطية الإشعاعية الأصلية تبلغ 30 ملي كوري وتم أيجاد ثابت الانحلال نعوض هذه القيم في معادلة حساب النشاطية الإشعاعية لنجد بان نشاطية المادة سوف تصبح 1.88 ملي كوري بعد يومين ونصف كما يلي:

$$A = A_0 e^{-\lambda t}$$

$$A = 30e^{-(0.0426\times 60h)} = 1.88mCi$$



الشكل (9): منحنى الانحلال الإشعاعي.

مثال:

محلول يحتوي على $0.1\mu Ci$ من عنصر الذهب ^{198}Au و $0.04\,\mu Ci$ من عنصر اليود ^{131}I عند القياس ، ما مقدار الإشعاعية الكلية لجسيمات بيتا بعد زمن 21 يوم علما بان عمر النصف للذهب 2.7 يوم ، ولليود 8.05 يوم؟

الحل:

نجد النشاطية الإشعاعية لكل منهما كل على حده من معادلة النشاطية الإشعاعية ، وتكون النشاطية الكليـة مجموع نشاطية كل منهما ، وبجمعهم مع بعض نجد بان النشاطية الكلية للمحلول:

$$A_{Au} = 0.1e^{-(0.693\times 21d/2.7d)} = 4.56\times 10^{-4}\ \mu Ci$$
$$A_{I} = 0.04e^{-(0.693\times 21d/8.05d)} = 6.56\times 10^{-3}\ \mu Ci$$
$$A_{Total} = A_{Au} + A_{I} = 7.02\times 10^{-3}\ \mu Ci$$

تعرف النشاطية الإشعاعية النوعية (SA) بأنا النشاطية الإشعاعية لكل وحدة كتلة (كوري لكل غـم) وفي حالة بان المادة المشعة نقية فأنة يتم أيجاد النشاطية الفعلية من خلال ثابت الانحلال λ أو من خلال عمر النصـف الإشعاعي T والوزن الذري للعنصر M (ويستعمل A للدقة) حسب المعادلة التالية:

$$SA = \frac{6.023\times 10^{23}\times\lambda}{A} = \frac{6.023\times 10^{23}}{M\times T}$$

كما أنه يمكن استخدام النشاطية الإشعاعية الفعلية لعنصر الراديوم 226 لحساب النشاطية الإشعاعية الفعليـة لأي عنصر أخر من خلال المعادلة التالية باستعمال T بالسنوات :

$$SA = \frac{1600}{T}\times\frac{226}{A}(Ci/g)$$

الانحلال الإشعاعي المتسلسل *Serial Radioactive Decay* :

عندما تبدأ الذرة بالانحلال الى النواة الابنة ثم بعد ذلك تنحل النواة الابنة الى نواة حفيدة وهكذا لحين وصول الذرة الى حالة الاستقرار ، تدعى هذه العملية بالانحلال الإشعاعي المتسلسل أو المتتابع ومعرفة هذا التتابع مهم جدا في عملية تحديد عدد الذرات لكل عنصر من عناصر السلسة.

فإذا رمزنا لعدد الذرات ألام بالرمز N_1 وثابت الانحلال λ_1 وعدد الذرات الابنـة بـالرمز N_2 وثابـت الانحلال λ_2 وعدد الذرات الحفيدة بالرمز N_3 وثابت الانحلال λ_3 وكان عدد الذرات الابنة والحفيدة عند الزمن صفر يساوي صفر وعدد ذرات المادة ألام تساوي $N_1 = N_{10}$ أي أن كل الذرات هي للذرة ألام ، وعندما تبدأ بالانحلال فان عدد الذرات المنحلة يساوي عدد الذرات الابنة ، وعندما تبدأ الذرات الابنة بالانحلال فان معـدل انحلالها يساوي معدل تكون الذرات الحفيدة أي انه يمكن صياغتها رياضيا بالشكل التالي:

$$\frac{dN_3}{dt} = \lambda_2 N_2$$
$$\frac{dN_2}{dt} = \lambda_1 N_1 - \lambda_2 N_2$$
$$\frac{dN_1}{dt} = \lambda_1 N_1$$

وبحل هذه المعادلات نجد عدد ذرات ألام عند الزمن t وعدد الذرات الابنة وعدد الذرات الحفيدة من المعادلات التالية :

$$\text{عدد الذرات ألام} = N_1 = N_{10} e^{-\lambda_1 t}$$

$$\text{عدد الذرات الابنة} = N_2 = (\frac{\lambda_1}{\lambda_2 - \lambda_1}) N_{10} (e^{-\lambda_1 t} - e^{\lambda_{2t}})$$

$$\text{عدد الذرات الحفيدة} = N_3 = N_{10}\left[(1 + (\frac{\lambda_1}{\lambda_2 - \lambda_1})e^{\lambda_{2t}} - (\frac{\lambda_2}{\lambda_2 - \lambda_1})e^{-\lambda_1 t}\right]$$

وهذا شريطة أن يكون عدد الذرات الابنة والحفيدة صفر عند الزمن صفر أما إذا كان غير ذلك فان عدد ذرات الابنة والحفيدة سيضاف الى المعادلات كما يلي:

$$\text{عدد الذرات الابنة} = N_2 = (\frac{\lambda_1}{\lambda_2 - \lambda_1}) N_{10} (e^{-\lambda_1 t} - e^{\lambda_{2t}}) + N_{20}$$

$$\text{عدد الذرات الحفيدة.} = N_3 = N_{30} + N_{20}(1 - e^{-\lambda_2 t}) + \left[(1 + (\frac{\lambda_1}{\lambda_2 - \lambda_1})e^{\lambda_{2t}} - (\frac{\lambda_2}{\lambda_2 - \lambda_1})e^{-\lambda_1 t}\right]$$

التوازن الإشعاعي *Radioactive Equilibrium* :

أن كلمة التوازن الإشعاعي تعني أن تتساوى معدلات إنتاج الذرات المتولدة مع معدلات انحلالها وهذا التوازن له عدة حالات وهي:

- التوازن الأبدي *Secular Equilibrium* :

يحدث هذا التوازن مرة واحد في عمر النواة ويستمر الى النهاية ويحدث هذا التوازن في حالة واحدة وهي أن عمر النصف للذرة ألام اكبر بكثير من عمر النصف للذرة الابنة حيث يتساوى النشاط الإشعاعي للذرة ألام مع الذرة الابنة كما هو مبين في الشكل (10).

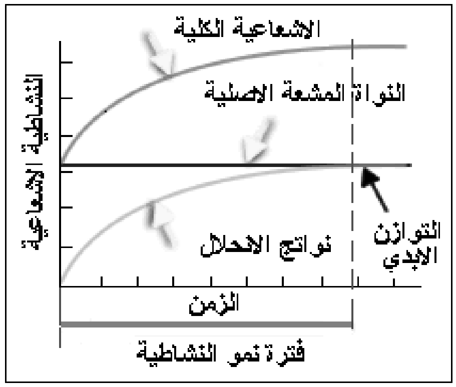
و عندما يكون عمر النصف للذرة الابنة صغير جدا فان قيمة λ_2 لها تكون كبيرة جدا وبما أن عمر النصف للذرة ألام كبير جدا فان λ_1 سيكون صغير جدا أي أنة يمكن كتابة المعادلة في هذه الحالة بالشكل التالي:

$$N_2 = (\frac{\lambda_1}{\lambda_2}) N_{10} (1 - e^{-\lambda_2 t})$$

وبما أن معامل الانحلال للذرة الابنة λ_2 كبير جدا فان الحد الأسى في المعادلة سيؤول الى الصفر لتصبح المعادلة كما يلي:

$$N_2 \lambda_2 = N_1 \lambda_{10}$$

ومن هذه المعادلة يمكننا أيجاد قيمة ثابت الانحلال للذرات ذات عمر النصف الكبير جدا عندما يكون عمر النصف للذرة الابنة صغير بالمقارنة مع الأولى.



الشكل(10):منحنى التوازن الأبدي.

- التوازن الانتقالي *Transient Equilibrium* :

النوع الأخر هو التوازن الانتقالي ويحدث هذا التوازن عندما يكون عمر النصف للذرة ألام اكبر أو يســاوي عمر النصف للذرة الابنة وفي هذه الحالة يكون ثابت التفكك اكبر من الصفر لذا فــان الحــد الأســى للــذرة الابنة $e^{-\lambda_2 t}$ يقترب من الصفر أسرع من الحد الأسى للذرة ألام $e^{-\lambda_1 t}$ وبعد مرور زمن كــافي يحــدث التــوازن الانتقالي كما هو مبين في الشكل (11).

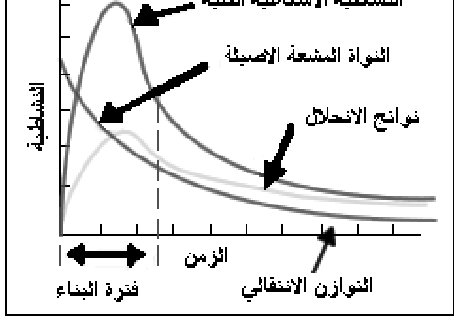
وتكون العلاقة الرياضية لهذا التوازن هي كما يلي:

$$N_2 = (\frac{\lambda_1}{\lambda_2 - \lambda_1})N_1$$

وهذا يعني بان الذرات ألام تنحل بمعدل يساوي معدل انحلال الذرات الابنة لذا ستكون النســبة بــين النشــاطية الإشعاعية لكل من الذرة ألام والابنة هي :

$$\frac{A_1}{A_2} = \frac{\lambda_1 N_1}{N_2 \lambda_2} = \frac{\lambda_2 - \lambda_1}{\lambda_1}$$

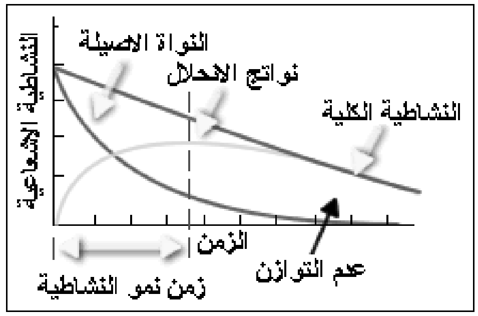
ومن هذه العلاقة فان النشاطية الإشعاعية للذرات الابنة تصبح بعد فترة من الزمن اكبر من النشــاطية الإشــعاعية للذرة ألام.



الشكل (11) التوازن الانتقالي

- عدم التوازن *No Equilibrium* :

في حالة أن يكون عمر النصف للذرة ألام اصغر من عمر النصف للذرة الابنة فان عدد الذرات للذرة الابنة سيكون بتزايد مستمر لغاية نفاذ الذرات ألام لان عمر النصف الإشعاعي لها اصغر من الذرة الابنة و لا يحدث توازن ابتدأ في هذه الحالة كما هو موضح في الشكل (12).



الشكل (12): عدم التوازن

أن من الجدير ذكره انه في حالة وجود الذرات المشعة ضمن نظام حيوي مثل جسم الكائن الحي فان معدل التناقص في عدد الذرات الأصلية نتيجة انحلالها ضمن عمر النصف الإشعاعي للذرة يرافقه أيضا تناقص بيولوجي وحيوي. نتيجة تخلص الجسم من المادة المشعة من خلال العمليات الحيوية مثل الإخراج والإفراز مما يؤدي ذلك الى التخلص من هذه المادة لذا فأننا نحتاج في هذه الحالة لتعريف أخر عمر النصف وهو في هذه الحالة يدعى عمر النصف الفعال والذي يعرف على انه لوغارتيم طبيعي للعدد 2 مقسوم على ثابت الانحلال الفعال:

$$T = \ln 2 / \lambda_E$$

وثابت الانحلال الفعال هو مجموع ثابت الانحلال الإشعاعي وثابت الانحلال البيولوجي للمادة المشعة ويساوي:

$$\lambda_E = \lambda + \lambda_B$$

ويمكن اشتقاق عمر النصف الفعال من هذه المعادلات حيث يساوي:

$$T_E = \frac{T \times T_B}{T + T_B}$$

وهذا مهم في حالة حساب النشاطية الإشعاعية في نظام حيوي كجسم الكائن الحي.

مصادر الإشعاع:

يمكن تقسيم مصادر الإشعاع عمليا إلى مصدرين مهمين أولهم هو الإشعاع الطبيعي وهو المتواجد في الطبيعة مثل الإشعاع الكوني القادم الينا من النجوم والشمس في الفضاء الخارجي والإشعاع المتواجد أصلا منذ نشأة الكون وهو ما يطلق عليه إشعاع الخلفية الطبيعية والذي يشمل أيضا الإشعاع المتواجد في الصخور والمياه والتربة وأجسامنا بشكل طبيعي. والنوع الأخر هو الإشعاع الصناعي الذي هو من صنع الإنسان ويشمل هذا الإشعاع السيني المتولد في أنبوب توليد الأشعة أو من المسارعات الطبية والبحثية وأشعة جاما و ألفا وبيتا المتولدة نتيجة التفاعلات النووية

من المفاعلات النووية والمسارعات وعمليات التنشيط النيتروني أو الفوتوني أو بالتنشيط بواسطة الجسيمات المشحونة وغيرها.

الإشعاع الطبيعي:

الإشعاع الطبيعي مثل الأشعة الكونية التي تنتج نتيجة قذف الأرض والغلاف الجوي بسيل إشعاعي قوي من الشمس والنجوم الأخرى ، ألا أن معظم هذا الإشعاع يمتص في الغلاف الخارجي للكرة الأرضية الذي يعمل كدرع إشعاعي ولا يصلنا منه ألا الجزء اليسير، ولولا هذا الامتصاص لاستحالت الحياة على الكرة الأرضية. والأشعة الكونية تحتوي ما نسبته 87 % بروتونات وحوالي 11 % جسيمات ألفا و 1 % انويه ثقيلة و1 % الكترونات وتتراوح طاقة هذه الحزمة الإشعاعية ما بين $10MeV$ لغاية $100GeV$.

الإشعاع الثانوي الناتج عن تفاعل الجسيمات المشحونة الأثقل والنيترونات مع ذرات الغاز في الغلاف الجوي منتجة إشعاعات ثانوية مثل أشعة جاما وبيتا والبزوترون. نتيجة أصطدم النيترونات مع ذرات الغاز في الهواء مثل النيتروجين والأكسجين تؤدي الى حدوث تفاعل نووي وتصبح هذه الذرات نظائر مشعة مثل الكربون 14 وغيرة من نظائر الغازات المشعة.

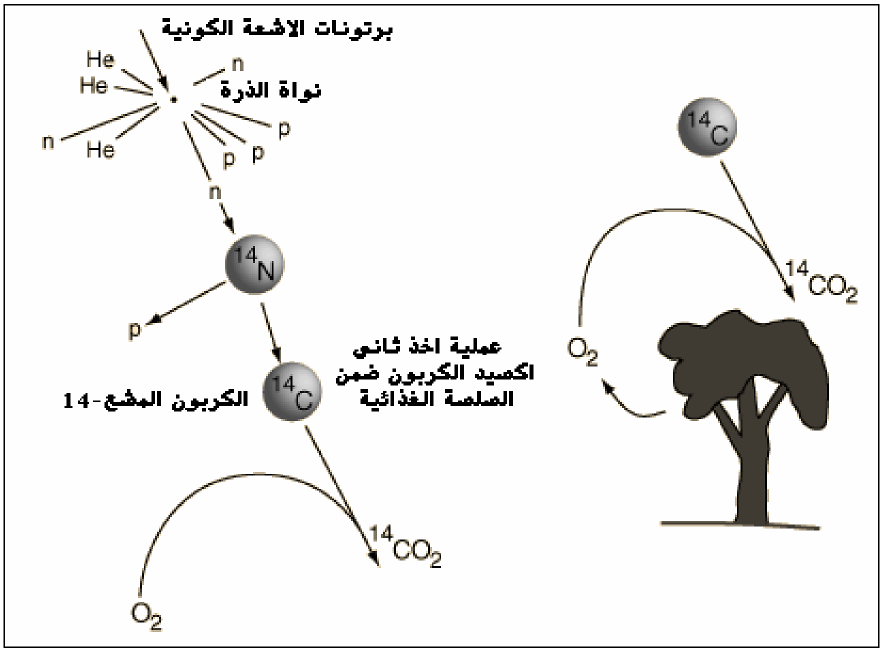
تأتى أهمية إنتاج الكربون المشع في الوقاية الإشعاعية وفي عملية تقدير العمر الفيزيائي للمركبات العضوية كون نظير الكربون المشع المنتج يدخل ضمن السلسة الغذائية للإنسان عند طريق ثاني أكسيد الكربون الذي يستعمله النبات في عملية التحول الضوئي و إنتاج الغذاء كما هو موضح بالشكل (13). هذا بالإضافة إلى معدل الجرعة الإشعاعية الناتجة عن الأشعة الكونية على سطح الأرض نتيجة وصول الإلكترونات والميزونات بسبب قدرتها الأكبر على الاختراق من الجسيمات المشحونة الأثقل مثل ألفا والانوية المشحونة، لذا فان معدل الجرعة من الإشعاع الكوني تتزداد مع زيادة الارتفاع عن سطح الأرض وذلك بسبب تناقص تلك الدرع الإشعاعي الجوي المكون من عمود الهواء الذي يصل سطح الأرض أو البحر بكثافة معينة.

كما توجد أيضا ظاهرة فريدة نتيجة تفاعل هذه الجسيمات وتأثرها بالمجال المغناطيسي للأرض وهو تكون أحزمة إشعاعية تدعى بحزام فان ألن كما هو مبين في الشكل (14). الذي يتكون بسبب تأثر الجسيمات المشحونة بالمجال المغناطيسي والذي يجعلها تترتب مع خطوط تدفق المجال المغناطيسي على ارتفاع عالي عن سطح الأرض نظرا لقلة احتمالية تفاعلها مع ذرات الغاز التي تكون أصلا قليلة التركيز على هذه الارتفاعات وتبدأ هذه الجسيمات بالتذبذب على شكل حزام مفلطح بين خط عرض 40 درجة شمالاً و40 درجة جنوباً ويقع هذا الحزام بالنسبة للبروتونات على ارتفاع 3000-8000 كم وبالنسبة للالكترونات على ارتفاع 3000كم.

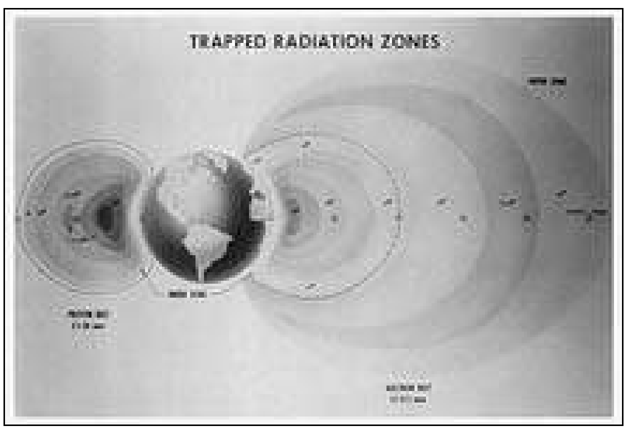
سلاسل الإشعاع الطبيعي:

بالإضافة إلى الأشعة الكونية، تتواجد في الطبيعة أربعة سلاسل انحلال إشعاعي طبيعي وتنتمي أليها معظم العناصر المشعة في الطبيعة. وهذه السلاسل هي سلسة اليورانيوم 238 و اليورانيوم235 (الاكتنيوم) والثوريوم 232 والنبتونيوم 237 حيث سميت هذه الأسماء نسبة الى اسم العنصر الذي تبدأ به سلسلة الانحلال وهذه العناصر تنتهي بنواة ذرة الرصاص 208 للثلاث الأولى أما بالنسبة الى سلسلة النبتونيوم الأخيرة فتنتهي بالرصاص 209.

وتتميز جميع انويه النظائر في هذه السلاسل بعددها الذري الذي يتجاوز 82 مما يجعل قوى التنافر الكهربائي قوية جدا داخل النواة وهذه القوة الكبيرة تؤدي الى انحلال هذه العناصر وعدم قدراتا على الاستقرار.



الشكل (13): الكربون المشع وطريقة دخوله السلسة الغذائية.

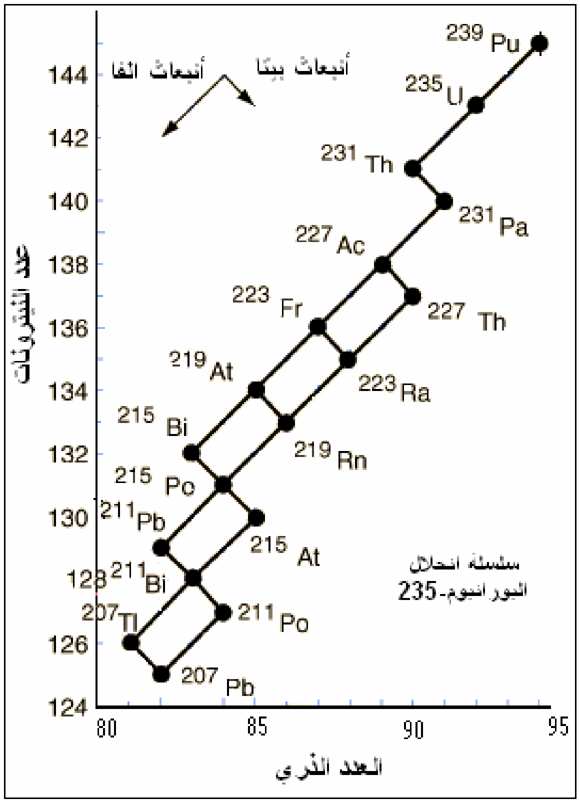


الشكل (14): حزام فان ألن الإشعاعي.

تتواجد الآن السلاسل الثلاث الأولى بالطبيعة أما سلسلة النبتونيوم فلا توجد الآن بسب أن عمر النصف لأطول عناصرها يبلغ 2.2 مليون سنة بينما يبلغ عمر الأرض أكثر من 3 مليارات سنة. وهذه السلاسل الإشعاعية الطبيعية موضحة في الأشكال (15-18) التي تبين التسلسل في الانحلال الإشعاعي لكل سلسة انحلال ولغاية وصولها الى حالة الاستقرار والنواة المستقرة والتي تكون بالعادة نواة الرصاص.

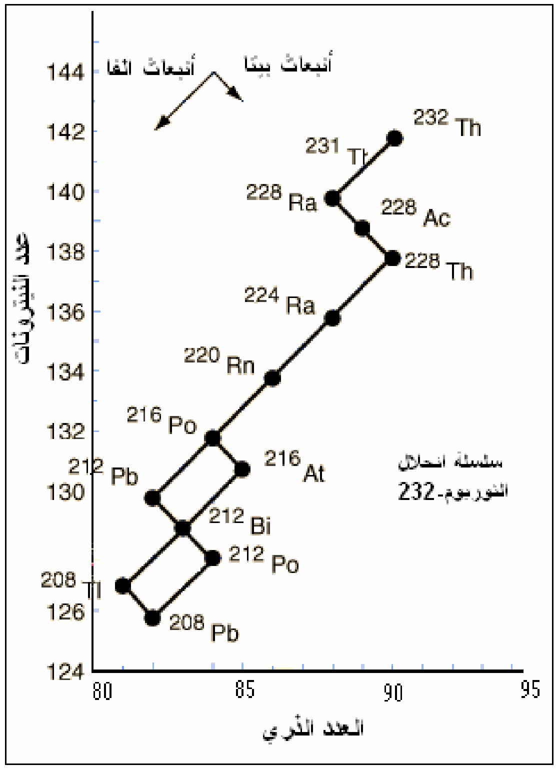
بالإضافة الى السلاسل التي تم ذكرها سابقا توجد انويه ذرات بدائية مشعة طبيعياً مثل البوتاسيوم 40 والربيديوم 87 وغيرها. وتمتاز هذه الانوية بنصف عمر طويل جداً وإشعاعية نوعية منخفضة مما يجعل عملية الكشف عنها

صعبة بعض الشيء وهذا مما يجعل الاحتمالية قائمة لإضافة انويه ذرات أخرى لاكتشافها مع تطور آليات الكشف عنها.

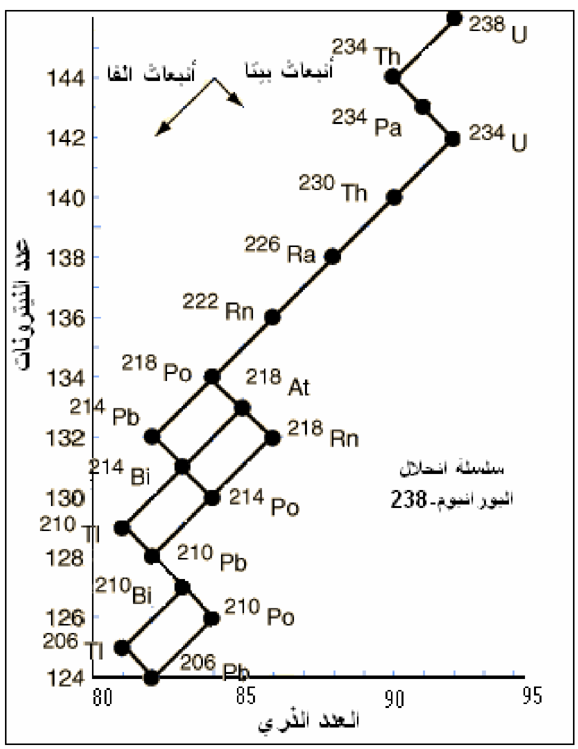


الشكل (15): سلسلة الانحلال الطبيعي (اليورانيوم235)

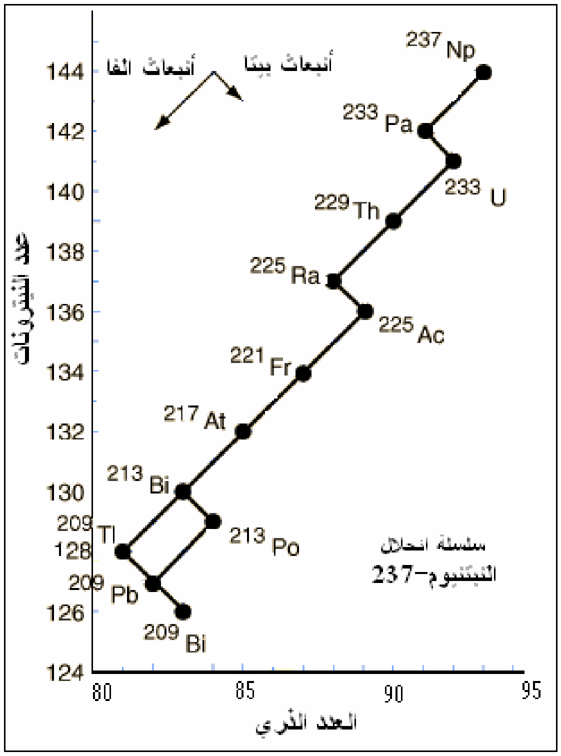
تعتبر بعض الانوية المشعة طبيعيا مهمة جداً في الوقاية الإشعاعية مثل غاز الرادون وخصوصا في ألامـاكن المغلقة والمناجم في حالة عدم وجود التهوية الكافية بالإضافة الى البوتاسيوم والربيديوم لتواجدهم في بيئة الإنسـان بشكل طبيعي وبالتالي فأنها تساهم في الجرعة الإشعاعية التي يتعرض لها الإنسان نتيجة الإشعاع الطبيعـي حيـث يساهم البوتاسيوم40 بحوالي 40 % من الإشعاع الطبيعي الذي يتعرض له الإنسان كونه يتواجد مع البوتاسـيوم الطبيعي الذي يأخذه الجسم.



الشكل (16): سلسلة الانحلال الطبيعي (الثوريوم 232)



الشكل (17): سلسلة الانحلال الطبيعي (اليورانيوم 238).



الشكل (18): سلسلة الانحلال الطبيعي (النبتنيوم 237)

مصادر الإشعاع الصناعي:

استطاع الإنسان إنتاج العديد من النظائر المشعة من خلال عملية استحثاث هذه الذرات لتصبح مشعة من خلال عمليات التنشيط بالأسر النيتروني أو بالجسيمات والانوية المشحونة أو من خلال عمليات الانشطار النووي التي تحدث في المفاعلات أو من خلال أنتاج الأشعة الانكباحية.

فمثلا لإنتاج الكوبالت المشع ^{60}Co الذي يستخدم في مجالات طبية وصناعية وبحثية متعددة يتم قذف ^{59}Co بفيض من النيترونات وتقوم نواة الكوبالت 59 بأسر نيترون وتصبح ذرة غير مستقرة وتقوم بالتخلص من عدم الاستقرار هذا عن طريق إشعاع أشعة جاما كما هو موضح بالتفاعل النووي التالي:

$$^{59}Co + ^{1}n \rightarrow ^{60}Co + \gamma$$

وبهذه الطريقة وغيرها يمكن إنتاج العديد من النظائر المشعة صناعياً لتلائم مختلف الاستخدامات. في العادة تنتج العناصر التي تقذف في النيترونات أشعة بيتا وذلك لزيادة عدد النيترونات عن عدد البروتونات بالنسبة لمنحنى الاستقرار الإشعاعي، وإذا قذفت ببروتونات فأنها تنتج البزوترون الموجب وذلك لزيادة عدد البروتونات بالنسبة الى عدد النيترونات بالإضافة الى أشعة جاما التي ترافق العديد من انبعاثات بيتا والجسيمات الأخرى.

كذلك يمكن استخدام الجسيمات المشحونة مثل ألفا والبروتونات وانويه الذرات التي يتم تسريعها بواسطة المسارعات لإنتاج بعض النظائر فعلى سبيل المثال يتم إنتاج النيترونات من عملية قذف ذرة البيريليوم بجسيم ألفا لإنتاج ذرة الكربون ونيترون كما يلي:

$$^{9}Be+\alpha \rightarrow ^{12}C+^{1}n$$

ويتم إنتاج البروتونات كمثال أخر من خلال عملية قذف ذرة الفسفور ^{31}P بالديترون d ليتكون الفسفور ^{32}P المشع بالإضافة الى بروتون كما هو مبين أدناه:

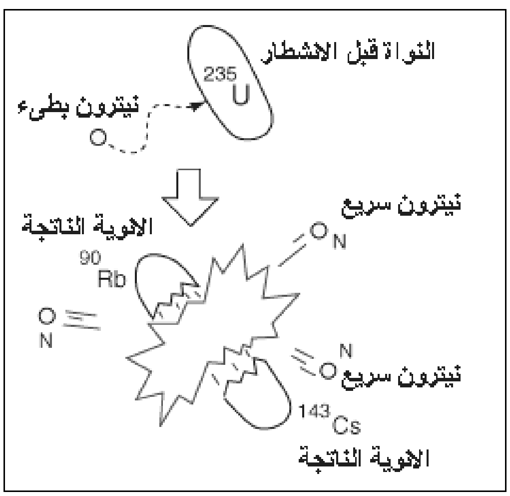
$$^{31}P+d \rightarrow ^{32}P+^{1}p$$

بالإضافة إلى إنتاج النظائر بهذه الطرق فأنه يتم إنتاج نظائر أخرى من خلال عمليات الانشطار النووي حيث تنشطر نواة اليورانيوم عند قذفها بنيترون إلى نواتين مختلفتين ونيترونيين وأشعة جاما وكمثال على ذلك التفاعل التالي لذرة اليورانيوم 235 تتحول الى اليورانيوم 236 مع إطلاق أشعة جاما:

$$^{235}U+^{1}n \rightarrow ^{236}U+\gamma$$

بعد ذلك تنشطر هذه النواة الى نواتين مختلفتين هما نواة غاز الزينون ^{193}Xe ونواة السترونشيوم ^{94}Sr بالإضافة الى ثلاث نيترونات مع طاقة Q تبلغ حوالي $197MeV$ على الأغلب، تتقاسمها نواتج هذا التفاعل النووي ، بحيث تأخذ النواتين حوالي $167MeV$ والنيترونات الناتجة حوالي $5MeV$ وأشعة جاما المنبعثة من الانشطار حوالي $11MeV$ وأشعة بيتا المنبعثة من النواتين المنشطرتين حوالي $7MeV$ وأشعة جاما المنبعثة من النواتين المنشطرتين بعد عملية انبعاث بيتا حوالي $7MeV$ وهذا التفاعل كما يلي:

$$^{236}U \rightarrow ^{193}Xe+^{94}Sr+3n+Q$$

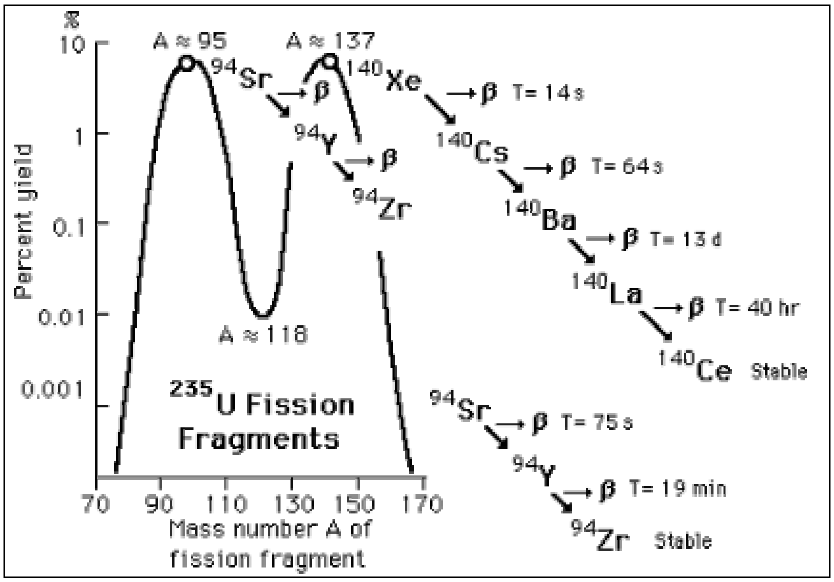


الشكل (19): الانشطار النووي لنواة عنصر اليورانيوم 235.

نواة ذرة الزينون الناتجة عن هذا الانشطار تطلق جسيم بيتا لتتحول الى نواة ذرة السيزيوم 139 نتيجة لوجود زيادة في عدد النيترونات مما يجعلها غير مستقرة، والسيزيوم بدوره يقوم أيضا بإطلاق جسيم بيتا ليتحول الى ذرة الباريوم 139 وهكذا فان عملية الانشطار النووي يرافقها إنتاج انويه لنظائر غير مستقرة تبدأ سلسة من النشاط الإشعاعي بإطلاق الجسيمات وأشعة جاما لحين وصولها الى حالة الاستقرار. لذا في الوقاية الإشعاعية يكون الوقود

النووي المستنفذ والخارج من قلب المفاعل النووي على درجة عالية من النشاط الإشعاعي مما يشكل خطراً كبيراً على الإنسان والبيئة نظراً لوجود طيف واسع من انويه الذرات الناتجة عن عملية الانشطار وتكون غير مستقرة إشعاعيا حيث يحتوي هذا الطيف على حوالي 200 نواة مختلفة تتقاسم الطاقة بينهما كما هو مبين بالشكل (20) بالإضافة الى الجسيمات والإشعاعات الأخرى ، لذا يتم تخزينه بظروف محكمة ومشددة و يتم التعامل معه عن بعد ، بعكس الوقود النووي الذي يتم أعداده ليتم استخدمه بالمفاعلات حيث يكون من الممكن التعامل معه عن قرب.

كما يمكن أيضا إنتاج نظائر مختلفة بواسطة قذف النواة بنواة ذرة أخرى مثل قذف ذرة اليورانيـوم 238 بنواة ذرة الأكسجين 16 لإنتاج عنصر الفرميوم 250 بالإضافة الى أربعة نيترونات.



الشكل (20):نواتج الانشطار النووي المختلفة.

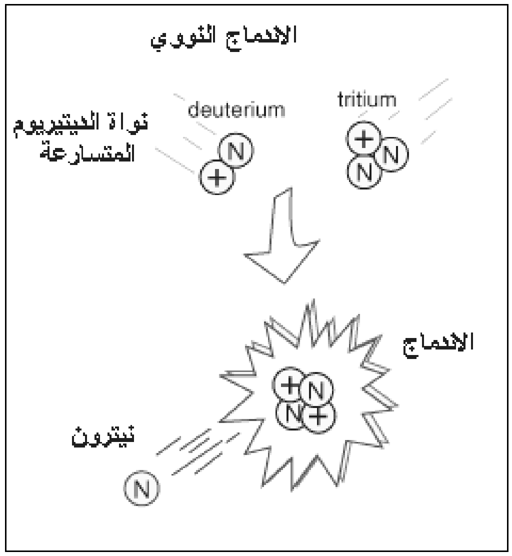
إنتاج النظائر المشعة من خلال عملية القذف بالنيترونات أو الجسيمات المشحونة تتطلب بالعادة وجـود دفق عالي من هذه الجسيمات، نظراً لصغر احتمالية التفاعل وللحصول على مادة مشعة بكميات تتناسـب مـع الاستخدام المزمع، فالنيترونات مثلا يجب أن تكون بدفق عالي يتراوح ما بين $10^{12}-10^{16}\, neutron/cm^2.s$ ، وهذا الدفق يتوفر في المفاعلات النووية البحثية أو مفاعلات إنتاج الطاقة وبالنسبة الى الجسيمات المشـحونة مثـل البروتونات وجسيمات ألفا والأنوية المشحونة يتم توفيرها في المسارعات.

كما أنه يمكن توليد الأشعة الانكباحية مثل الأشعة السينية (أشعة أكس) بواسطة أنابيب توليد الأشعة السينية والمسارعات والتي تم التطرق لها سابقاً. كما يوجد مصادر أخرى من خلال عملية الاندماج النووي والانـدماج النووي هو عملية اتحاد نواتي عنصرين مختلفين وهما الديتروبوم والترتيوم لتكوين نواة ذرة عنصر جديد مع نيترونات كما هو مبين بالشكل (21) ولحصول هذا التفاعل يجب توفير ظروف خاصة جدا.

التنشيط النووي:

أن عملية إنتاج نظائر مشعة لغايات الاستخدامات المختلفة في المجالات الطبية والصناعية والبحثية ، تتم من خلال عملية التنشيط النووي عن طريق قذفها بجسيمات مشحونة أو غير مشحونة أو من خلال تفاعل انويه هذه

العناصر مع الفوتونات الإشعاعية ذات الطاقة العالية وكمية ونوع هذه المواد المشعة المنتجة تعتمد على طاقة ونوع الجسيم المقذوف والمادة المراد تنشيطها واحتمالات التفاعل النووي لهذه المواد.



الشكل (21): تفاعل الاندماج النووي.

المقطع العرضي للتنشيط *Activation Cross Section* :

يعرف المقطع العرضي على أساس انه حجم الهدف أو المساحة من الذرة التي يكون هناك احتمالية لحدوث التفاعل النووي بين هذه الذرة والجسيم أو الفوتون الساقط عليها أو احتمالية حدوث التفاعل النووي ويعبر عنها بوحدة البارن والتي تساوي $10^{-24}\,cm^2$. ويعتمد المقطع العرضي يعتمد اعتماد كبيرا على طاقة الجسيم وعلى نوع مادة الهدف.

التنشيط النووي بواسطة النيترونات:

العديد من النظائر المشعة يتم إنتاجها بواسطة قذفها بالنيترونات المنتجة بواسطة المفاعلات النووية أو من مصادر النيترونات الأخرى ويتم ذلك بوضع المادة المراد تنشيطها نوويا في مجال التدفق للنيترونات ، فكما ذكرنا سابقا فان وضع مادة الكوبالت 59 وتعرضها لدفق نيتروني فان التفاعل النووي التالي سيأخذ مكانه كما يلي:

$$^{59}Co + n \rightarrow {}^{60}Co^{*} \rightarrow {}^{60}Co + \gamma + Q$$

ومثل هذا التفاعل يحدث في المفاعلات النووية ويدعى بتفاعل النيترون- جاما (n,γ) بالإضافة الى غيره من التفاعلات مثل $^{50}Cr(n,\gamma)^{51}Cr$ و $^{53}Mn(n,\gamma)^{54}Mn$ و $^{58}Ni(n,\gamma)^{59}Ni$ كما أنة بالإضافة الى هذه التفاعلات التي ينتج عنها أشعة جاما فأنة أيضا يمكن إنتاج جسيمات مشحونة مثل البروتونات (n,p) أو النيترونات $(n,2n)$ كما في التفاعل التالي:

$$^{14}N + n \rightarrow ^{15}N^* \rightarrow ^{14}C + ^{1}_{1}H + Q$$

ويوجد العديد من التفاعلات التي تحدث مثل هذه النوع مثل تفاعل الأكسجين الموجود في ماء التبريد في المفاعلات حيث يتفاعل مع النيترونات لينتج النيتروجين مع بروتون الذي يتفاعل بدوره مع الأكسجين لينتج جسيم ألفا كما في التفاعلات التالية:

$$^{16}O + n \rightarrow ^{16}N^* \rightarrow ^{16}_{7}N + ^{1}_{1}p$$
$$^{16}_{8}O + ^{1}_{1}p \rightarrow ^{17}_{9}F^* \rightarrow ^{13}_{7}N + \alpha$$

حسابات التنآيط النووي:

لو قمنا بوضع مادة معينة N_1 في مجال تدفق نيتروني $\phi(n/cm^2.s)$ ذات مقطع عرضي σ فأنة في هـذه الحالة سينتج عندنا مادة جديدة N_2 نتيجة حدوث تفاعل لهذه النيترونات مع المادة كما يلي :

$$N_2 = \phi\sigma_1 N_1$$

وبعد هذا التفاعل فان المادة الجديدة N_2 ستكون مادة مشعة وتبدأ بالانحلال مع الزمن مع استمرار تكـون المادة N_2 نتيجة لاستمرار عملية قذفها بالنيترونات وامتصاصها للجسيمات المقذوفه فان معدل التغير في المادة مـع الزمن يساوي معدل إنتاج هذه المادة مطروح منه عدد ذرات المادة التي انحلت إشعاعيا كما هو مـبين في المعادلـة التالية:

$$\frac{dN_2}{dt} = \phi\sigma_1 N_1 - \lambda_2 N_2$$

وبحل هذه المعادلة فإننا سنحصل على :

$$N_2(t) = \frac{\phi\sigma_1 N_1}{\lambda_2}(1 - e^{-\lambda_2 t})$$
$$A(t) = \lambda_2 N_2 = \phi\sigma_1 N_1 (1 - e^{-\lambda_2 t})$$

في حالة كان عمر النصف للذرة اكبر من زمن التشعيع فان الحد $(1 - e^{-\lambda_2 t})$ الذي يدعى بمعامل ألو العينة يساوي $\lambda_2 t$ وبالتالي فان المعادلة أعلاه سوف تصبح كما يلي [118]:

$$A(t) = \phi\sigma_1 N_1 \lambda_2 t$$

أما في حالة استمرار التشعيع لمدة طويلة أكثر من عمر النصف بحدود ثلاث أضعاف فان الحد $(1 - e^{-\lambda_2 t})$ يساوي 1 فعندئذ يصبح إنتاج المادة الجديدة ثابت أي لا تنتج انويه مشعة جديدة وتكون وصلت حد الإشباع لذا عند تشعيع مادة ذات عمر نصف طويل فان عملية التشعيع قد تستغرق سنوات لذا فأنه يستعمل في هذه الحالة تقنية الاستنفاذ بتشعيع تركيز قليل من المادة لمدة قصيرة كون كمية المادة المشعة المراد إنتاجها تعتمد على عدد الذرات في المادة وعلى مقدار التدفق وبتقليل كمية الذرات نحصل على حالة الإشباع أسرع بكثير من زيادة عددها.

مثال:

شريحة من التنجستون وزنها 0.1 غم تم تشعيعها بنيترونات ذات تدفق يساوي 10^{12} نيترون لكل سم مربـع في الثانية والمقطع العرضي لها 38 بارن ، احسب:

1- نشاطها الإشعاعي بعد 24 ساعة؟

2- عند وصولها حالة الإشباع؟

الحل:

يتم إنتاج نظير التنجستون حسب التفاعل النووي التالي:

$$^{186}W + n \rightarrow {}^{187}W + \gamma + Q$$

وبما أن مادة التنجستون التي تتفاعل هي ^{186}W ونسبة وجودها في التنجستون الطبيعي هي 28.42 % فقط فان عدد الذرات منها في وزن 0.1 غم يحسب كما يلي باستخدام عدد افاجادرو وعدد المولات من المادة كما يلي:

$$N_1 = \frac{0.1g \times 6.022 \times 10^{23}\, atom/mol \times 0.2842}{183.85g/mol} = 9.31 \times 10^{19}\, atom$$

وبعد ذلك نعوض هذه القيمة لحساب النشاط الإشعاعي بعد 24 ساعة إذا علمنا أن عمر النصـف للتنجسـتون يساوي 23.9 ساعة كما يلي:

$$A(24) = 10^{12} \times 38 \times 10^{-24} \times 9.31 \times 10^{19}(1 - e^{(-\ln 2/23..9h)24h}) = 1.77 \times 10^{9}\, d/s = 47.8mCi$$

ولحساب النشاط الإشعاعي عند حد الإشباع فان الحد ($e^{-\lambda_2 t}$) سيؤول الى الصفر بعـد حـوالي عشـرة أضعاف عمر النصف أي بعد 239 ساعة وحينها تصبح المعادلة كما يلي:

$$A(sat) = 10^{12} \times 38 \times 10^{-24} \times 9.31 \times 10^{19}(1) = 3.54 \times 10^{9}\, d/s = 95.7mCi$$

التنشيط النووي بالجسيمات المشحونة:

يمكن تنشيط ذرات المادة بقذفها بالجسيمات المشحونة مثل البروتونات والديترونات وذلك بعـد تعجيلـها بواسطة المسارعات مثل السيكلترون المبين في الشكل (22) وكذلك يمكن تعجيل دقائق ألفا وبعض انويه الذرات لاستخدامها في عملية التنشيط النووي لإنتاج النظائر المشعة و السيكلترون مكون من نصـفي اسـطوانة دائـريين مفرغين من الهواء يوصل بما فرق جهد كهربائي عال متغير القطبية يوضعان في مجال مغناطيسـي ويـتم تعجيـل الجسيمات المشحونة في هذا النوع من المسارعات من خلال حقن الجسيم المشحون في منتصف هـذه الاسـطوانة تحت تأثير المجال المغناطيسي مما يؤدى الى تكون مسار منحني للجسيم شبة دائـري (حلـزوني) وبوجـود المجـال الكهربائي المتغير على نصفي المسارع يؤدي الى تسارع الجسيم المشحون بشحنة موجبة باتجاه النصف السالب مما يعطيه تسارعا معين لحين الوصول الى النصف الأخر ثم يتم تغير الأقطاب ليصبح النصف الأخر هو السالب ليتسارع

الجسيم باتجاه القطب السالب وهكذا في نهاية المسار يكون الجسيم قد اكتسب الطاقة المطلوبة نتيجة تسريعه في هذا المسارع.

معظم النظائر المشعة التي تطلق البزوترونات يتم إنتاجها بواسطة المسارعات حيث يتم قذف النواة ببروتون مما يؤدي الى زيادة عدد البروتونات داخل النواة وبالتالي فان هذا البروتون ينحل الى نيترون و بزوترون موجب ويستخدم البزوترون في العديد من التطبيقات الطبية وعادة تكون هذه النظائر ذات عمر قصير جدا لذا فأنة دائما يتم بناء هذه المسارعات بالقرب من أماكن استخدام هذه النظائر لضمان وصول الكميات المنتجة بهذه الطريقة وهي نشطة إشعاعيا بما يضمن نجاح الاستخدام لهذه النظائر كما في حالة استخدامه في تقنية التصوير الطبقي بواسطة الانبعاث البزوتروني *(PET)* حيث يتم استخدام نواة نظير الكربون 11 ونظير الفلور 18 كما في التفاعل التالي:

$$^{14}N + P \rightarrow ^{11}C + ^{4}_{2}He + Q$$
$$^{18}_{8}O + P \rightarrow ^{18}_{9}F + n + Q$$

حيث ينبعث الكربون 11 بعمر نصف يبلغ 20.3 دقيقة مطلقا بزوترون بطاقة $0.96MeV$ وبنسبة (99.76%) ليتحول الى نواة ذرة البورون 11 المستقرة. وينبعث نظير الفلور 18 مطلقا بزوترون بطاقة $0.6332MeV$ وبنسبة (96.73%) ليتحول الى نواة ذرة الأكسجين 18.

كما يمكن أيضا إنتاج النيترونات من خلال قذف الانوية بالبروتونات (p,n) بقذف ذرات البرون 11 والحديد والنيكل والنحاس أو بالديترونات (d,n) وذلك من خلال قذف انوية ذرات الليثيوم والبريليوم والكربون والنيتروجين.

مثال:

تم قذف شريحة من الحديد مساحتها 1 سم مربع وسمكها $1\mu m$ بحزمة من البروتونات الناتجة من $3\mu A$ ، احسب عدد النيترونات الناتجة إذا علمت بان المقطع العرضي للحديد يساوي 0.6 بارن.

الحل:

عند قذف شريحة الحديد بحزمة من البروتونات فان التفاعل التالي هو الذي سيحصل:

$$^{56}Fe + p \rightarrow ^{56}Co + n$$

وعدد الذرات في شريحة الحديد الذي كثافته 7.9 غم سم مكعب ونسبة وجودة في العينة 91.75 % ستكون:

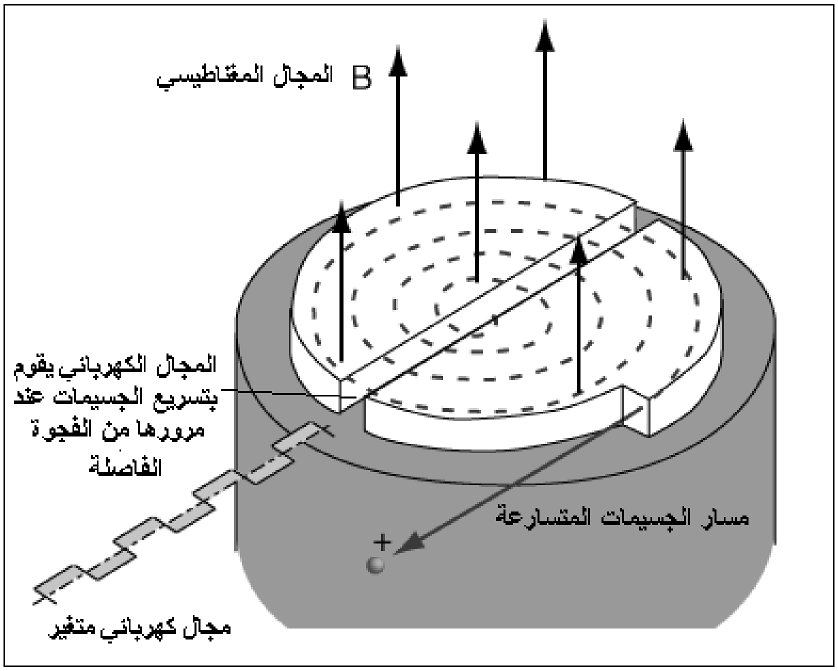
$$N_1 = \frac{(1\times10^{-4}cm^3)(7.9g/cm^3)\times6.022\times10^{23}atom/mol\times0.9175}{55.845g/mol} =$$
$$7.8\times10^{18}atom$$

ودفق البروتونات الناتج عن 3 ميكرو أمبير يساوي 3 ميكروكولم لكل ثانية يكون كما يلي:

$$\phi_p = \frac{3\times10^{-6}C/s}{(1.6\times10^{-19}C/p)\times(1cm^2)} = 1.87\times10^{13}\,proton/cm^2.s$$

وبالتالي فان عدد النيترونات الناتجة في الثانية الواحدة سيكون كما يلي:

$$\phi_n = (7.8\times10^{18})(0.6\times10^{-24}\,cm^2)(1.87\times10^{13}\,proton/cm^2.s) = 8.77\times10^{7}\,neutron/s$$



الشكل (22): مسارع الجسيمات المشحونة (Cyclotron)

التنشيط النووي بواسطة الفوتونات:

الفوتونات ذات الطاقة العالية يمكنها أيضا تنشيط العديد من انويه الذرات لإنتاج النيترونات $(\gamma,n),(\gamma,2n)$ و البروتونات (γ,p) في حال كانت طاقة الفوتون اكبر من طاقة العتبة لهذه التفاعلات النووية أي اكبر من $8MeV$ والتي يمكن إنتاجها من خلال المسارعات الطبية ، ومن الأمثلة على هذه التفاعلات التفاعل التالي :

$$^{129}I + \gamma \rightarrow {}^{128}I + n + Q$$

ويكون عمر النصف لهذا النظير 25 دقيقة ويمكن إنتاجه من حزمة تساوي 30 ميكرو أمبير على هدف من التنجستون لإنتاج حصيلة من الفوتونات تساوي 1013 لكل سم مربع في الثانية تقذف فيها العينة من اليود لمدة ساعتين تقريبا. والمقطع العرضي لهذه التفاعلات يكون صغير جدا بحدود الملي بارن ويحسب عدد الذرات المنشطة كما تم شرحه سابقا باستخدام التدفق الناتج عن الفوتونات. ومن منظور الوقاية الإشعاعية فان عملية التنشيط النووي بواسطة الفوتونات قد تصبح مشكلة في حالات العلاج الإشعاعي بطاقات عالية تزيد عن $10MeV$ حيث ينتج عن عملية تفاعل الفوتونات مع مجموعة العناصر المكونة لراس المسارع والمريض وغرفة المعالجة إنتاج نيترونات قد تؤدي الى زيادة الجرعة الإشعاعية للمريض أو العاملين على حد سواء ما لم تتخذ الإجراءات اللازمة والضرورية للوقاية منها وقد تبلغ مساهمة النيترونات في زيادة الجرعة حوالي 10 % [129, 130].

الفصل الثاني
تفاعل الإشعاع مع المادة

المقدمة:

الإشعاع سواء كان على شكل جسيمات مثل النيترونات والبروتونات ودقائق ألفا وبيتا ، أو على شكل إشعاع كهرومغناطيسي مثل أشعة جاما وأشعة أكس ، لهما طاقة موصوفة بالإضافة إلى المواصفات الأخرى مثل الكتلة وطاقة الحركة والشحنة ، والتي بمجملها تحدد طبيعية تفاعل هذه الإشعاعات مع المادة . وعموما كل التفاعلات التي تحدث للإشعاع مع المادة سواء أدت الى امتصاص كامل أو جزئي أو تشتت لطاقة الإشعاع ، تعمل على تأين ذرات المادة بجعلها تفقد عدد من الإلكترونات المدارية للذرة لتتركها بحالة تأين نتيجة فقد هذه الإلكترونات وتكون الذرة في هذه الحالة موجبة الشحنة نتيجة هذا الفقد أو من خلال إثارتها وذلك برفع الإلكترونات الى مدارات أعلى لتترك الذرة بحالة مستثارة ، أو أن يتم تحول الإشعاع من شكل الى أخر مثل الفوتونات الناتجة عن عملية أفناء الإلكترون والبوزترون. ولكن في العموم تفقد الجسيمات المشحونة معظم طاقتها بعملية التأين أما النيترونات والفوتونات فإنها تفقد طاقتها بعملية التشتت والامتصاص ، لذا قام العلماء بدراسة كل هذه التفاعلات المختلفة وهذا ما سنتطرق له خلال هذا الفصل.

طبيعة تفاعل الإشعاع مع المادة:

توجد عدة طرق للتعبير عن تفاعل الإشعاع مع المادة والتي تصف فقدان الجسيمات لطاقتها خلال مرورها في المادة. وأحدى هذه الطرق هو قدرة التوقف ، والتي يرمز لها بالرمز S والتي تعرف بأنها مقدار خسارة الجسيم لطاقته dE على طول مساره dx في المادة حيث يمكن كتابتها على النحو الرياضي التالي:

$$S = -\frac{dE}{dx}$$

والإشارة السالبة في المعادلة تعني أن هناك تناقصاً في طاقة الجسيم كلما عبر مسافة dx في المادة. والمعدل الخطي لفقدان الجسيمات لطاقتها في المادة على طول مسارها ، او قدرة الوسط على إيقاف هذه الجسيمات وباستخدام الكم النسبي استطاع العالم بيثي من اشتقاق علاقة رياضية لقدرة المادة على توقيف الجسيمات المشحونة الثقيلة كما يلي وعرفت باسم علاقة بيثي لقدرة التوقف:

$$\frac{-\partial E}{\partial X} = \frac{4\pi z^2 e^4 n}{mc^2 \beta^2}\left[\ln\frac{2mc^2\beta^2}{I\left(1-\beta^2\right)} - \beta^2\right]$$

حيث z العدد الذري للجسيم و e شحنة الإلكترون و n عدد الإلكترونات لكل وحدة حجـم في المـادة و m كتلته الإلكترون في السكون و $\beta = v/c$ سرعة الإلكترون على سرعة الضوء و I متوسط طاقة الإثارة لـذرات المادة. لذا يتبين لنا بان قدرة التوقف تعتمد على الشحنة وعدد بروتونات الجسيم وعلى سرعة الجسـيم ، وكلاهما خصائص للجسيم المشحون أما بالنسبة للمادة فأنها تعتمد على عدد الإلكترونات في المادة وعلى متوسـط طاقـة الإثارة لها. وطاقة الإثارة تساوي حوالي 19 و $(1.7Z + 11.2)$ و $(8.71Z + 52.8)$ إلكترون فولت للمواد ذات الأعداد الذرية 1 و 2-13 واكبر من 13 على التوالي.

كما يمكن أيضا التعبير عن طبيعة التفاعل بانتقال الطاقة الى المادة خطيـاً $LET = -(dE/dL)$ وهـذا التعبير مشابه لتعبير قدرة التوقف حيث أن انتقال الطاقة الى المادة خطياً مساوي لقدرة التوقف بـاختلاف أن الأول يعبر عن عملية فقد الجسيم لطاقته ضمن حجم معين أما الأخير فهو يعبر عن عملية منح الطاقة للوسط الممـتص أو أين تم بالتحديد امتصاص طاقة الجسيم. كما أيضا ، فان الثانية تعبر عن معدل الطاقة التي انتقلت محليـا للوسـط المادي ضمن طاقة محددة dE ومسافة معينة dL ، ومحلياً تعبر عن المكان الذي حدث فيه التصادم وعملية انتقـال الطاقة من الجسيم الى المادة أو المكان القريب جداً له مع ملاحظة بان تعبير انتقلت محلياً قد تعود علـى المسـافة القصوى للمسار أو على الطاقة القصوى المحددة لطاقة الجسيم المفقودة في المادة[82, 83].

أما الفرق بين هذين التعبيرين فهو لوجود اختلاف بينهما رغم أنهما متساويان عموما ، ولكـن في حالـة حدوث انبعاث أشعة انكباحية والتي ترافق بالعادة الجسيمات المتسارعه ، فان هذه الأشعة سوف تحمل مقدار مـن طاقة الجسيم - وبالأغلب الإلكترون- الى مكان بعيد عن مكان حدوث التفاعل الأصلي لذا يجب التفريـق بـين الاثنين عندما يتطلب الوضع وصفا دقيقاً لعملية التفاعل مع المادة.

بالإضافة الى هذين التعبيرين يوجد أيضا التأين النوعي SI وهو عبارة عن عدد الأزواج الأيونية المتكونـة لكل وحدة مسافة أي أن $SI = (dN/dx)$ ، حيث أن N هو عدد الأزواج الأيونية المتكونـة علـى طـول المسار dx. ويبلغ معدل الطاقة اللازمة لتكوين زوج واحد من الأيونات في الهواء 33.97 إلكترون فولت والـذي يقرب بالعادة الى الرقم $(34eV/ip)$ وفي السياق نورد المثال التالي:

مثال:

كم عدد الأزواج من الأيونات المتكونة في الهواء عند مرور جسيم ألفا طاقته $4.78MeV$ المنبعـث مـن نـواة ^{226}Ra ؟

الحل:

عدد الأيونات = $(4.78MeV/34eV) = 140600ip$

طاقة التوقف التقريبية ($S_{rel.}$) Relative stopping power تستعمل أيضا للمقارنة بين فقدان الطاقـة في مواد مختلفة بالنسبة الى مادة مرجعية مثل الهواء مثلاً ، ويتم حسابها من خلال كثافة هذه المواد فعلى سبيل المثـال طاقة التوقف التقريبية للألمنيوم بالنسبة للهواء يمكن احتسابها كما يلي:

$$S_{Al} = \frac{\rho_{Al}}{\rho_{air}} = \frac{2.669 g/cm^3}{1.293 \times 10^{-3} g/cm^3} = 2064$$

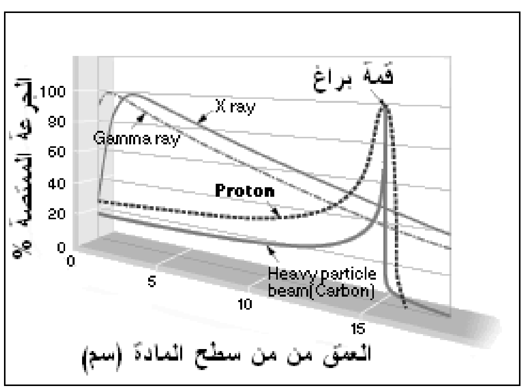
ومن هنا يتبين لنا بان قدرة التوقف لمادة الألمنيوم تبلغ 2100 ضعف الهواء أو يمكن القول بان مسار الجسـيم في مادة الألمنيوم سيكون اقل من الهواء ب 2100 مرة.

مصطلح الكيرما (*Kerma*) يستعمل للتعبير عن التفاعل ، والكيرما هو اختصار لطاقة الحركة التي يتم إعطاءها للمادة (*Kinetic energy released in material*) وهي من وحدات التعبير عن الإشعاع أيضا فهي تعبر عن مقدار التعرض للإشعاع بوحدة الراد ، وهي مقدار الطاقة التي تعطى لوحدة الكتلة المتعرضة للإشعاع من خلال الجسيمات الثانوية الناتجة عن الإشعاع غير الجسيمي مثل أشعة جاما وأشعة اكس والتي تنتج الإلكترونات بعد تفاعلها مع المادة ، والإلكترونات الناتجة هذه تعطي طاقتها للمادة وسيتم التطرق لها لاحقا ضمن وحدات قياس الإشعاع.

تفاعل دقائق ألفا والجسيمات المشحونة مع المادة:

دقائق ألفا والانوية المشحونة تكون ذات شحنة كهربائية كبيرة لعدم وجود أي الكترونات مدارية لهما عند خروجها من التفاعل النووي ، وتتفاعل مع المادة من خلال عمليات التأين مع ذرات الوسط المادي نتيجة لقوى التجاذب الكهربائي بينها وبين الكترونات المادة ، حيث تنقل جزء من طاقتها لهذه الإلكترونات بحيث تجعلها قادرة على الانفلات من مدارها وترك الذرة بحالة تأين ، ويتكون في هذه الحالة زوج ايوني هو عبارة عن الإلكترون المنفلت من المدار والذرة المؤينه بالأضافه الى طاقة الإلكترون المنفلت والتي قد تكون كافية للتفاعل مع إلكترون أخر وإخراجه من مداره أيضا. وبسب الشحنة العالية التي تحملها هذه الجسيمات يتميز مسارها بالكثافة العالية من الذرات المتأينه ويكون انتقال الطاقة كبير جدا في المليمتر الواحد لذا تمتاز بصغر مدى مسارها الذي يكون في حدود الميكروميتر داخل المادة وقدرتها الكثيفة على تأين ذرات المادة.

عند أختراق دقائق ألفا للمادة تبدأ بفقد طاقتها بتأين ذرات المادة وهذا يؤدى الى انخفاض سرعتها ، وبالتالي فأنه يعطيها زمن اكبر تقضيه بالقرب من ذرات المادة مما يزيد من احتمالية حدوث التفاعل بينها وبين ذرات المادة لحين فقد كامل طاقتها وتوقفها ، لتقوم بعد ذلك بحمل الإلكترونات من ذرات المادة لتصبح ذرة هليوم متعادلة كهربائياً. ويمكن لجسيم ألفا بطاقة $(5-7)MeV$ تكوين أزواج أيونيه تصل الى 50-80 ألف زوج ايوني لكل سم في نهاية مسارها. وعرفت هذه الخاصية بقمة منحنى براغ *Bragg Peak* والذي يتميز بظهور قمة في نهاية المنحنى نتيجة لزيادة تركيز التأين في نهاية المسار عند تمثيل العلاقة بيانيا بين عدد الأيونات لكل وحدة مسافة مع المسافة وقمة براغ موضحة في الشكل (1).



الشكل (1):منحنى قمة براغ

وجدت هذه الخاصية طريقها الى التطبيقات الطبية حيث تستعمل حاليا لمعالجة الأورام السرطانية بواسطة البروتونات ولكن على نطاق محدود حيث يتم تركيز هذه القمة على المنطقة المراد القضاء على الخلايا السرطانية

فيها. والبروتونات تستعمل عوضا عن جسيمات ألفا لان مداها في النسيج الحي اكبر من مدى جسيمات ألفا وبالتالي يمكن بواسطة البروتونات الوصول الى الخلايا التي تقع على اعماق أكبر والتي يكون من الصعب أن تصله جسيمات ألفا لمحدودية مداها حيث يمكن إيقافها بواسطة طبقة الجلد الخارجية (الطبقة غير الحية) و لاتصل الى الأنسجة العميقة.

المدى لجسيمات ألفا والجسيمات المشحونة الثقيلة:

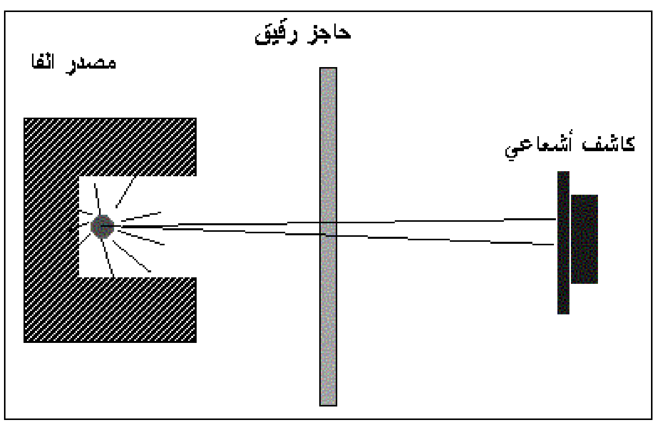
تعتبر جسيمات ألفا أحادية الطاقة أي عند انبعاثها تكون جميع الجسيمات المنبعثة من انويه المادة الواحدة متساوية في الطاقة ، لذا لا بد لها أن يكون مداها واحداً في الهواء أو في المادة ، فعلى سبيل المثال لو وضعنا مصدر إشعاعي لجسيمات ألفا ووضعنا أمامه حاجز رقيق جداً كما هو مبين في الشكل (2) ووضعنا في الطرف الأخر كاشف إشعاعي لقياس عدد هذه الجسيمات سنجد بان جميع جسيمات ألفا تقريبا لها نفس المدى، وكلمة تقريبا هنا تعني أن هناك مدى متوسط لهذه الجسيمات وقد يزيد أو ينقص بمقدار ضئيل جدا نتيجة الانتشار غير المنتظم لهذه الجسيمات (*Straggling*) ، وعدم الانتظام هذا يكون إحصائي ضمن التوزيع الطبيعي لقياس هذه الجسيمات وكما هو موضح بالشكل (3). وفي العادة يقاس مدى جسيمات ألفا بالسنتمتر في الهواء حيث توجد علاقة رياضية بين طاقة جسيم ألفا ومداه في الهواء وهذه العلاقة كما هو مبين أدناه:

$$R(Range) = 0.325E^{3/2}$$

أو

$$E = 2.12R^{2/3}$$

حيث R تقاس بالسنتمتر في الهواء و E بالمليون إلكترون فولت.



الشكل (2):جسيمات ألفا خلال اختراقها الحاجز

ومدى جسيمات ألفا في الهواء قد يستعمل أيضا لمعرفة مداها في المواد الأخرى باستخدام قاعدة براغ – كليمان والتي هي حسب ما يلي:

$$R_m = (\rho_{Al} / \rho_{air}) \times R_a \times \sqrt{\frac{M}{M_a}} = 3.2 \times 10^{-4} \times \sqrt{\frac{M}{\rho_m}} R_a$$

مثال :

ما هو السمك اللازم من الألمنيوم لتوهين جسيم ألفا طاقته 5 مليون إلكترون فولت كلياً إذا علمت بان كثافته الألمنيوم تبلغ 2.7 غم لكل سم ؟

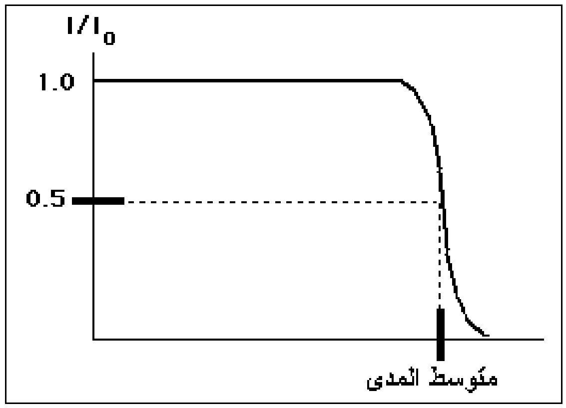
الحل:

نجد في البداية مدى جسيم ألفا في الهواء حيث يكون:

$$R(Range) = 0.325E^{3/2} = 0.325(5)^{3/2} = 3.6cm$$

وبعد ذلك باستعمال قاعدة براغ – كليمان نجد:

$$R_{Al} = 3.2\times10^{-4}\times\sqrt{\frac{27}{2.7}}\times3.6cm = 22.2\times10^{-4}\,cm$$



الشكل (3): منحني توزيع جسيمات ألفا بعد اختراق الحاجز.

لغايات الوقاية الإشعاعية وفي حالة النسيج الحي تكون قدرة التوقف الكتليه لها بالأغلب نفـس قيمتـها بالهواء كون هناك تشابه في المكونات لذا يكون مدى ألفا في الأنسجة يساوي مدى ألفا في الهواء مضروباً بنسـبة كثافة الهواء الى النسيج كما هو موضح أدناه:

$$R_{tissue} = \frac{\rho_{air}}{\rho_{tissue}} R_{air}$$

كما يمكن أيضا حساب المدى لأي جسيم مشحون بالنسبة الى مدى البروتون في المادة إذا عرف هذا المدى كاقتران مع سرعة الجسيم الذي يمكن معرفته من طاقته الحركية من خلال العلاقة التالية:

$$R(\beta) = \frac{M}{Z^2}\times R_P(\beta)$$

حيث $\beta = v/c$ سرعة الجسيم على سرعة الضوء وهذه القيمة يمكن إيجادها من طاقة الحركة و M كتلة الجسيم و $R_p(\beta)$ مدى البروتونات في المادة على الطاقة المكافئة لسرعة الجسيم كما يلي:

$$T = Mc^2\left(\frac{1}{\sqrt{1-\beta^2}} - 1\right)$$

مدى البروتونات في الماء حسب طاقة البروتون يمكن إيجاده من الشكل (4) كمثال ويمكن كذلك إيجاد المدى من الجداول في الملحق الثالث لمواد أخرى ، ومن ثم نجد قيمة β وبالتالي يمكننا إيجاد مدى الجسيم المشحون في الماء.

مثال:

أيون $^3H^{2+}$ طاقته $80Mev$ احسب مداها في النسيج الحي؟

النسيج الحي يكافئ الماء وهنا نجد أولا مدى البروتون في النسيج الحي كما يلي حيث أن كتلة الجسيم تساوي 3 وحدة وزن ذري نجد قيمة Mc^2 كما يلي :

$$Mc^2 = 3 \times 931MeV = 2790MeV$$

ثم نجد قيمة β على طاقة $80Mev$ كما يلي:

$$80 = 2790(\frac{1}{\sqrt{1-\beta^2}} - 1)$$

$$\beta^2 = 0.055$$

ثم نجد طاقة البروتون عند هذه القيمة ل β كما يلي حيث أن كتلة البروتون تساوي حوالي 1 وحدة وزن ذري:

$$T = 931(\frac{1}{\sqrt{1-0.055}} - 1) = 26.7MeV$$

ثم من الشكل (4) نجد مدى البروتون يساوي $0.715g/cm^2$ ، ثم نجد مدى الجسيم المشحون بالنسبة لمدى البروتون كما يلي:

$$R_{^3He}(\beta) = \frac{3}{2^2} \times 0.715 = 0.536g/cm^2 = 0.536g/cm^2$$

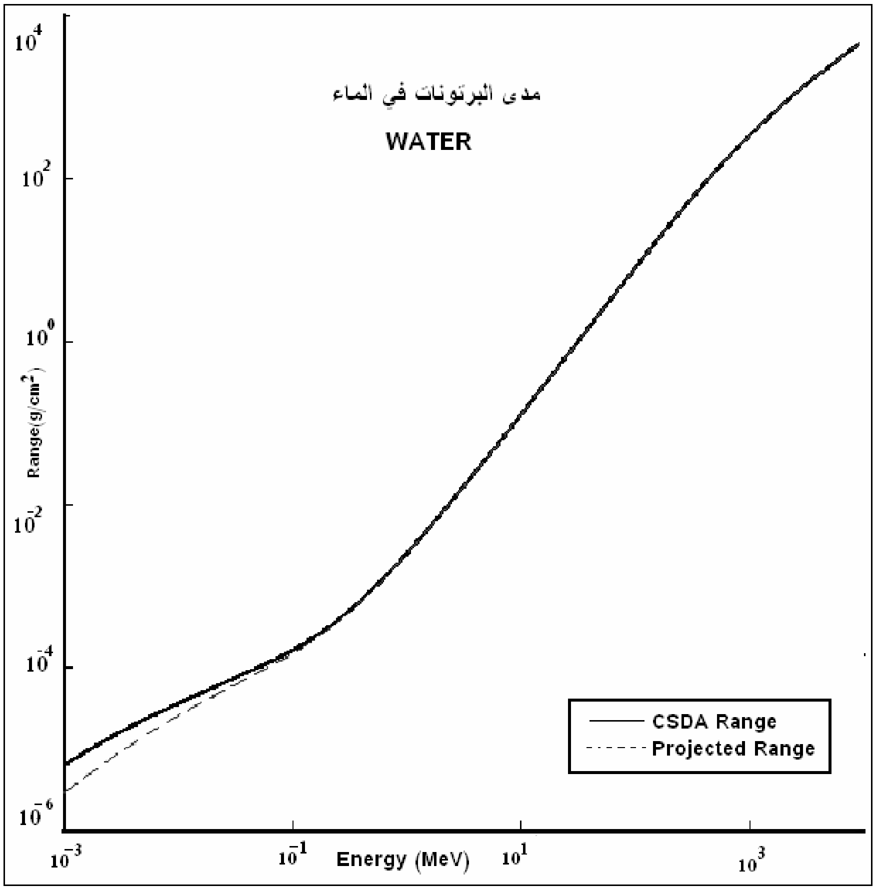
$$R = 0.536cm$$

تفاعل جسيمات بيتا مع المادة:

جسيم بيتا هو إلكترون منبعث من داخل النواة وكتلته صغيرة جداً بالمقارنة مع الجسيمات الأخرى ، حيث تبلغ $3.1 \times 10^{-28} g$ في حالة السكون ، وصغر كتلة الجسيم يعطيه سرعة فائقة عندما تكون طاقته بحدود المليون إلكترون فولت وقد تقترب سرعته من سرعة الضوء. وجسيم بيتا يتفاعل مع المادة بعدة طرق وهي التأين المباشر وأشعة دلتا التي تنتج من الإلكترونات المتأينه وانبعاث الأشعة الانكباحية وإشعاع تشرنكوف.

عند دخول جسيم بيتا إلى المادة فان طاقة حركته وشحنته السالبة تؤثر على إحدى الإلكترونات المدارية عن طريق التنافر الكهربائي فتنزعه من مكانة ويحصل على طاقة حركة يكتسبها من الطاقة الأصلية للجسيم الداخل تاركا الذرة بحالة تأين وقد تصل الطاقة التي يكتسبها هذا الإلكترون في أقصاها نصف قيمة طاقة الجسيم الداخل [139]. وبما أن كتلة جسيم بيتا مساوية لكتلة الإلكترون، فان انحرافها يكون كبير ، لذا فان مسارها يكون متعرج مما يؤدي الى زيادة طوله وتكون كثافة تأينه اقل نظراً لسرعته العالية لذا فان مداه في المادة يكون اكبر لانخفاض معدل فقده للطاقة. فعلى سبيل المثال فان جسيم بيتا بطاقة 3 مليون إلكترون فولت يبلغ مداه في الهواء حوالي 100 سم ويعمل على تأين 50 زوج أيوني لكل سم. فقدرة التوقف التصادمية لجسيم بيتا تختلف عنها في جسيمات ألفا لسببين أولهم هو أن جسيم بيتا يمكن أن يفقد معظم طاقته (نصف الطاقة) خلال تفاعل واحد مع أحد الإلكترونات المدارية والسبب الثاني أن جسيم بيتا مطابق تماما الى للإلكترون المداري مما يجعل من الصعوبة التميز بينهما وفي هذه الحالة يأخذ الإلكترون المداري الطاقة الأقل على أن لا تزيد عن النصف بعكس البزوترون بحيث يمكن أن تنتقل كامل طاقته الى الإلكترون المداري. كما أن جسيمات بيتا تفقد طاقتها من خلال التفاعل

ألاصطدامي مع الإلكترونات المادة أو من خلال الأشعة الانكباحية حيث أن كتلة الجسيم الصغيرة جدا تجعله يتسارع بسرعة اكبر في المجال الكهربائي للنواة الموجبة مما يجعل من الصعوبة التغاضي عن كمية الطاقة المفقودة من خلال الأشعة الانكباحية [139] ، لذا فان معادلة بيثي لاحتساب قدرة المادة على توقيف جسيمات بيتا بواسطة التصادم المباشر تكون كما يلي:



الشكل (4): مدى البروتونات في الماء حسب طاقة الجسيم.

$$\left(\frac{-\partial E}{\partial X}\right)_{col.} = \frac{4\pi e^4 n}{mc^2\beta^2}\left[\ln\frac{mc^2\tau\sqrt{\tau+2}}{\sqrt{2}I} + F^{\pm}(\beta)\right]$$

حيث $\tau = T/mc^2$ و T طاقة الحركة للجسيم و

$$F^{-}(\beta) = \frac{1-\beta^2}{2} + \frac{1}{2(\tau+1)^2}\left[\frac{\tau^2}{8} - (2\tau+1)\ln 2\right]$$

للإلكترون السالب وللبزوترون الموجب:

$$F^{+}(\beta) = \ln 2 - \frac{\beta^2}{24}\left[23 + \frac{14}{\tau+2} + \frac{10}{(\tau+2)^2} + \frac{4}{(\tau+2)^3}\right]$$

وتكون قدرة التوقف الكلية هي حاصل جمع قدرة التوقف التصادمية وقدرة التوقف الإشعاعية الناتجة عن الأشـعة الانكباحية وتبلغ نسبة قدرة التوقف التصادمية الى الإشعاعية حسب المعادلة التالية:

$$\frac{(-\ dE\ /dx\ )_{col}}{(-\ dE\ /dx\ )_{rad}} = \frac{ZE}{800}$$

من المعادلة أعلاه يتبين لنا بان هناك طاقة حرجة للجسيم خلال تفاعله مع المادة بحيث يصبح فقد الطاقة مـن خلال الإشعاع مساو لفقد الطاقة من خلال التصادمات ، فمثلا عند تفاعل جسيمات بيتا مع غـاز الأوكسـجين الذي يبلغ عدده الذري 8 فان فقد الطاقة الإشعاعي يساوي فقد الطاقة التصادمي عندما تبلغ طاقة جسيمات بيتـا 100مليون إلكترون فولت وهذا الأمر مهم في الـراعية الإشعاعية والوقاية الإشعاعية عند تصميم الدروع الإشعاعية لمصادر بيتا حيث يجب الأخذ بالحسبان بان جسيمات بيتا عند تفاعلها مع مادة الدرع ستقوم بإنتاج أشعة انكباحية تخرج من مادة الدرع وقيمة هذه الأشعة تعتمد على طاقة جسيم بيتا وعلى العدد الذري لمادة الدرع لـذا يفضـل استخدام دروع ذات عدد ذري منخفض لجسيمات بيتا لتجنب حدوث هذه الأشعة[118]. ويمكن تقدير حصـيلة هذه الأشعة من خلال طاقة أشعة بيتا والعدد الذري للدرع من خلال المعادلة التالية:

$$Y = \frac{6 \times 10^{-4} ZT}{(1 + 6 \times 10^{-4})ZT}$$

حيث Z العدد الذري للمادة و T طاقة جسيم بيتا.

مدى جسيمات بيتا:

يتم توهين جسيمات بيتا في المادة بعدة وطرق وأهمها هو التأين لذرات المادة ويليه الإشعاع الانكباحي ، ويعاين مقدار توهين المادة لأشعة بيتا من خلال ملاحظة التغير في شدة المصدر المشع عندما نقوم بإضافة سمك مختلف في كل مرة من الألمنيوم على سبيل المثال ، والذي يقاس بوحدة غم لكل سم مربع ومن خلال نتائج التجارب تم وضع صيغة رياضية لمعرفة المدى الذي تقطعه هذه الجسيمات قبل أن يتم إيقافها بالكامل بعد خسارتا لطاقتها حيث يتم قياس المدى بوحدة الغرام لكل سم مربع من هذه التجارب تبين أن جسيمات بيتا التي تبلغ طاقتها من 0.01 ولغاية 2.5 مليون إلكترون فولت يكون مداها في المادة كما هو مبين في المعادلة التالية:

$$R = 412E^{1.265-0.0954\ln E}$$

أو يمكن كتابة نفس المعادلة بالشكل التالي:

$$\ln E = 6.63 - 3.236(10.2146 - \ln R)^{1/2}$$

أو بشكل أخر و أكثر عمومية يمكن أيجاد مدى جسيمات بيتا التي تزيد طاقتها عن 0.6 مليون إلكترون فولت من المعادلة التالية:

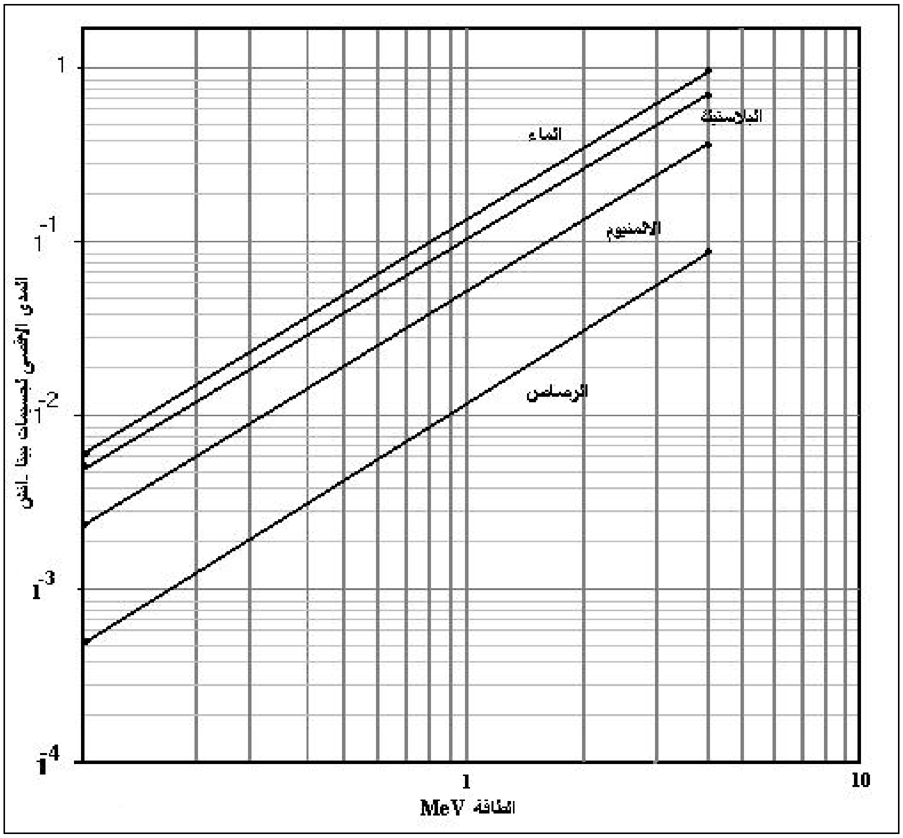
$$R = 542E - 133$$

ولجسيمات بيتا التي تتجاوز طاقتها 2.5 مليون إلكترون فولت يكون المدى:

$$R = 0.53E - 0.106$$

والشكل (5) يبين مدى جسيمات بيتا في مواد مختلفة حسب طاقتها.

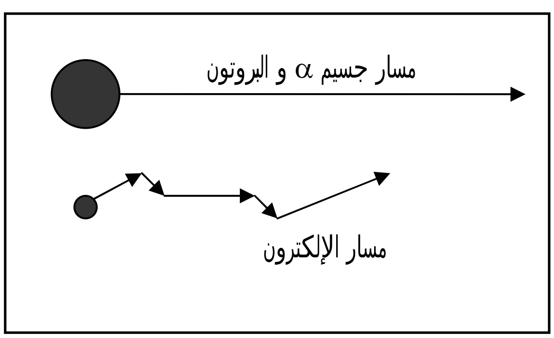
من المهم ملاحظته بالنسبة لمسارات الإلكترونات في المادة فإنا بالعادة تأخذ مسارات أكثـر تعرجـا مـن مسارات الجسيمات المشحونة الأثقل نتيجة التصادمات غير المرنة مع الإلكترونات المدارية في ذرات المادة والشكل (6) ويوضح شكل المسار الذي تتخذه الجسيمات المشحونة ومن بينها الإلكترونات.



الشكل(5) مدى جسيمات بيتا في المواد المختلفة حسب طاقتها.

مثال :

ما مقدار خسارة جسيم بيتا الذي تبلغ طاقته 2.2 مليون إلكترون فولت من الطاقة عند عبوره سمك 5 ملم من مادة بلاستيكية والتي تبلغ كثافتها $1.19 g/cm^3$ ؟



الشكل (6) : مسارات الجسيمات المشحونة في المادة.

الحل:

طاقة جسيم بيتا تساوي $2.2MeV$ ، وسنجد مدى جسيمات بيتا في هذه المادة كما يلي:

$$R = 412(2.2)^{1.265-0.0954\ln(2.2)} = 1.06g/cm^2$$

وحدة المدى التي تم إيجادها هي غم /سم^2 ولإيجاد المسافة بالوحدات الطولية نعوض بالمعادلة التالية:

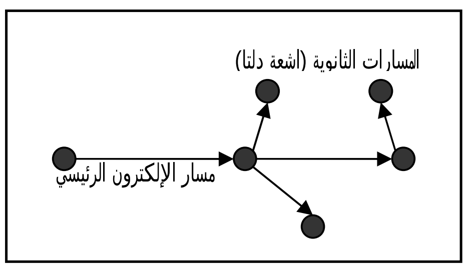
$$d = \frac{R}{\rho} = \frac{1.06g/cm^2}{1.19g/cm^3} = 0.891cm$$

وبما أن المادة الشمعية يبلغ سمكها 0.5 سم فهذا يعني بان هذا السمك غير كافي لإيقافها بالكامل لذا فأنها ستعبر هذا السمك ولا يزال فيها طاقة كافية لعبور سمك مقداره 0.391 سم والذي يساوي $0.465g/cm^2$ فأننا سنعوض في المعادلة القيم الجديدة لإيجاد الطاقة المتبقية في جسيمات بيتا كما يلي:

$$\ln E = 6.63 - 3.236(10.2146 - \ln 0.465)^{1/2} = 0.105$$

وبأخذ معكوس اللوغاريتم نجد بان الطاقة المتبقية في جسيمات بيتا تبلغ $1.11MeV$ وإذا طرحنا هذه القيمة من قيمة طاقة الجسيمات الأصلية فأننا سنجد بان مقدار الطاقة التي تم خسارتها لعبور هذه المادة هو $1.09MeV$.

من الظواهر المهمة والمصاحبة لتفاعل الجسيمات مع المادة بما يدعى بأشعة دلتا (δ Ray) وأشعة دلتا تنتج عن تصادم الإلكترونات الموجوده من المدارات وقد اكتسبت طاقة كافية لتتفاعل مع إلكترونات أخرى وتنزعها من مداراتها. وتكون هذه الإلكترونات الجديدة إلكترونات ثانوية لذا فان هذه الإلكترونات سيتم إنتاجها على طول مسار الجسيم متخذه مسارات ثانوية ولكن اقصر من المسار الأصلي وعلى جانبي المسار الأصلي عند مرور جسيم مشحون كما هو موضح بالشكل(7).



الشكل (7): أشعة دلتا الثانوية على طول المسار الرئيسي للإلكترون.

تفاعل أشعة جاما والأشعة السينية مع المادة:

تفاعل الإشعاع الكهرومغناطيسي مع المادة أكثر تعقيداً من تفاعل الأنواع الأخرى من الإشعاع مع المادة كون هذه الأشعة طاقة موجيه وتبلغ سرعتها سرعة الضوء و لا يوجد لها كتلة سكون و لا تحمل شحنة كهربائية. وعموما فان تفاعل الفوتون مع المادة محكوم إحصائيا باحتمالية تفاعله في وحدة المسافة التي يقطعها في المادة وهذه الاحتمالية تعتمد على نوع المادة وعلى طاقة فوتون الأشعة. فعندما يتفاعل الفوتون مع المادة فان هناك احتمالية لامتصاصه واحتمالية لان يتشتت بتغير مساره أو بفقد جزء من طاقته أو حتى عبوره دون تفاعل نهائياً. وبرغم

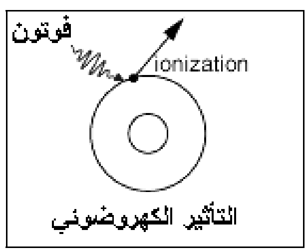
اعتماد تفاعله على الاحتمال الإحصائي ألا أن هذا الاحتمال يقع ضمن أربع آليات رئيسية لتفاعل الفوتون الإشعاعي مع المادة وهذه الآليات هي التشتت المترابط و التأثير الكهروضوئي وتشتت كمبتون والإنتاج الثنائي.

التشتت المترابط:

يعرف هذا التشتت بالتشتت التقليدي وهو يحدث عند مرور الفوتون بجانب إلكترون مداري مما يجعله يتذبذب مع موجة الفوتون مما يؤدي الى إشعاع الطاقة التي اكتسبها من الفوتون الأصلي وقيمة الطاقة التي يبعثها هذا الإلكترون المتذبذب تساوي طاقة الفوتون الممتص ألا أنها تكون في اتجاه مختلف عن الاتجاه الأصلي للفوتون الممتص أي أنه يتم امتصاص طاقة الفوتون ثم بعد ذلك يتم إشعاعها ثانية بنفس الطاقة التي تم امتصاصها بفارق إنها تكون في اتجاه مختلف عن الاتجاه الأصلي بزوايا صغيرة واحتمالية حدوث هذا التفاعل تكون أعلى في المواد ذات العدد الذري الكبير ومع الفوتونات منخفضة الطاقة وعمليا لا يوجد أي اعتبار لهذا النوع من التفاعلات كونه لا يحدث أي تغير على الطاقة وتغير محدود على الاتجاه.

التأثير الكهروضوئي:

ظاهرة التأثير الكهروضوئي هي تفاعل الفوتون مع أحد إلكترونات ذرات المادة مما يؤدي الى انتزاعه من مكانة ويأخذ هذا الإلكترون كامل طاقة الفوتون على شكل طاقة حركية له باستثناء الطاقة المبذولة للتخلص من طاقة ربط إلكترون في مدارة مع الذرة. ويمكن توصيف هذه العملية رياضيا على اعتبار بان هناك فوتون طاقته تساوي $E = hv$ يتفاعل مع المادة ، فان طاقة الإلكترون المنزوع ستساوي $(E_{elc.} = hv - E_b)$ حيث E_b هي طاقة ربط الإلكترون في المدار لذا وحتى يحدث هذا التفاعل يجب أن تكون طاقة الفوتون اكبر من طاقة الربط. وهذا التفاعل يمكن أن يحدث لأي من الإلكترونات في المدارات المختلفة K, L, M, N في الذرة.



الشكل (8) :تفاعل التأثير الكهروضوئي

بعد انتزاع الإلكترون من إحدى هذه المدارات يخلف ورائه فراغاً في المدار وذرة مؤينة أو متهيجة وهذا الفراغ سيتم تعبئته بأحد الإلكترونات من المدارات الأعلى وعند عملية التعبئة هذه سيقوم الإلكترون القادم من المدار الأعلى للطاقة بإنتاج أشعة سينية مميزة طاقتها مساوية لفرق الطاقة بين المدارين مع وجود احتمالية لامتصاص هذه الأشعة من قبل إلكترون أخر لينطلق بطاقة محدودة ويعرف هذا الإلكترون باسم إلكترون أوجي $(Auger)$. وهذا الإلكترون بالعادة ينتج من انتقال الإلكترون من المدار L الى المدار K بعد انتزاع إلكترون منه ليشع فرق الطاقة على شكل فوتون تمتص من قبل إلكترون ثان في نفس المدار L أو غيرة ليترك هذا المدار واحتمالية حدوث هذا التفاعل تكون اكبر في المواد ذات العدد الذري المنخفض وطاقة الفوتون المنخفضة لأنه في حالة أن تكون طاقة

الفوتون اكبر والعدد الذري اكبر فان احتمالية أن يتم امتصاص الطاقة على مسافة اكبر مما يقل احتمالية امتصاص الطاقة محليا في حدود هذه المدارات ويزيد من احتمالية انبعاث أشعاع وميضي.

ان احتمالية حدوث تفاعل التأثير الكهروضوئي تعتمد على طاقة الفوتون وعلى العدد الذري للمادة، فحدوث هذا التفاعل يتناسب عكسياً مع مكعب طاقة الفوتون وطردياً مع Z^5 (العدد الذري) أي أن احتمالية حدوث هذا التفاعل يتم التعبير عنها رياضياً كما يلي:

$$\tau = K\frac{Z^5}{E^3}$$

حيث K ثابت.

من العلاقة الرياضية أعلاه يتبين بان حدوث هذا التفاعل يكون أكثر عندما تكون طاقة الفوتون قليلة والعدد الذري للمادة كبير وهذا التفاعل يعتبر الأساس المعتمد في التشخيص الإشعاعي حيث أن الطاقة المستعملة للتصوير منخفضة مما يزيد من احتمالية التفاعل بالإضافة الى أن امتصاص الفوتون يعتمد على العدد الذري لمس ا امس مما يجعل التمييز بين مكونات جسم الإنسان ممكنا كالتمييز بين العظام ذات العدد الذري الأكبر التي تمتص هذه الفوتونات باحتمالية اكبر و الأنسجة الأخرى ذات العدد الذري المنخفض وبالتالي ظهورها بوضوح على الفلم الإشعاعي، وفي حالة تجانس النسيج الحي من حيث تقارب الأعداد الذرية لها ويراد التمييز بينهما يستدعي الأمر إعطاء مواد ذات اعدد ذرية اكبر أو اصغر من العدد الذري للنسيج وهذه المواد تتفاعل أو تستقر في النسيج المراد تمييزه عن الأنسجة الأخرى وتدعى هذه المواد بالمواد الظليلة.

يمكن تلخيص هذه الظاهرة بعدة خصائص وهي أن هذا التفاعل لا يحدث ألا مع أحد الإلكترونات المدارية المرتبطة بذرة المادة وتكون احتمالية حدوث هذا التفاعل اكبر عندما تكون طاقة الإشعاع كافية للتغلب على طاقة الربط ، وهذا يكون في الفوتونات ذات الطاقة المنخفضة التي تكون مساوية أو اكبر من طاقة الربط في المدار الذري. بالإضافة الى انه في حالة الأنسجة يكون معامل الامتصاص ومعامل الانتقال تقريباً متساويان في هذا التفاعل.

ب- تشتت كمبتون:

يعتبر تشتت كمبتون مهم جدا في أشعة جاما واكس ذات الطاقة المتوسطة ($0.5-1MeV$) والمواد ذات العدد الذري القليل كالأنسجة الأكثر حضوراً من التفاعلات الأخرى.وتشتت كمبتون هو ناتج عن تصادم الفوتون مع أحد الإلكترونات المدارية في ذرات المادة مما يؤدي الى نزع هذا الإلكترون من مكانة و إعطاءه جزء من طاقة الفوتون ويسمى بالإلكترون المتحول والفوتون الفاقد لجزء من طاقته يتشتت باتجاه أخر ويسمي الفوتون المتشتت كما هو موضح بالشكل (8).

في حالة تشتت كمبتون يمكننا اعتبار الإلكترون المداري المرتبط بالذرة إلكترون حر وذلك بسب صغر قيمة طاقة الربط للإلكترون في المدار مقارنة بطاقة الفوتون ففي هذه الحالة وعند اصطدام الفوتون بالإلكترون فأنه يعطيه طاقة كافية لينطلق في اتجاه يصنع زاوية مقدارها ϕ مع اتجاه الفوتون الأصلي ويتجه الفوتون المتشتت بعد فقد قيمة من طاقته التي أخذها الإلكترون بزاوية θ . وبتطبيق مبدأ حفظ الطاقة على المحورين السيني والصادي نستنتج بان طاقة الإلكترون المتحول تساوي:

$$E = h\nu \frac{\alpha(1-\cos\theta)}{1+\alpha(1-\cos\theta)}$$

وطاقة الفوتون المتشتت

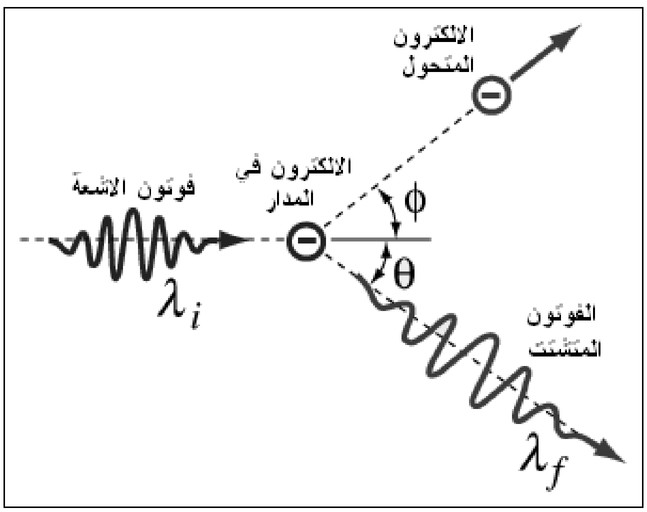
$$h\nu` = h\nu \frac{1}{1+\alpha(1-\cos\theta)}$$

حيث E طاقة الإلكترون المتحول و $h\nu$ طاقة الفوتون الأصلي و $h\nu'$ طاقة الفوتون المتشتت و $\alpha = h\nu / m_0 c^2$ وتكون الزاوية التي ينطلق فيها الإلكترون:

$$\cos\phi = (1+\alpha)\tan(\theta/2)$$

أما الفرق في الطول الموجي للفوتون الداخل λ_i والمتشتت λ_f فيمكن إيجاده كما يلي:

$$\Delta\lambda = \lambda_f - \lambda_i = \frac{h}{m_0 c}(1-\cos\theta)$$



الشكل (8) رسم توضيحي يبين تشتت الفوتون في حالة تشتت كمبتون

توجد عدة حالات مهمة في هذا التفاعل مرتبطة بطبيعية التفاعل بين الفوتون المتفاعل والإلكترون من الجدير ذكرها وهذه الحالات هي:

- التصادم الراسي على المحور: يحدث هذا عندما يصطدم الفوتون مباشرة راسيا بالإلكترون مما يؤدي الى انطلاق الإلكترون بنفس الاتجاه على محور التصادم بزاوية تساوي صفر ويرتد الفوتون بعكس اتجاه بزاوية 180 درجة وفي هذه الحالة يأخذ الإلكترون أقصى طاقة ممكنة من الفوتون ويرتد الفوتون المتشتت بأقل طاقة الى الوراء بما يسمى بالارتداد الخلفي للفوتون وتكون الطاقة القصوى التي أخذها الإلكترون تساوي:

$$E_{\max} = h\nu \frac{2\alpha}{1+2\alpha}$$

وتكون طاقة الفوتون المتشتت اقل ما يمكن وتساوي:

$$hv`_{\min} = hv \frac{1}{1+2\alpha}$$

- التصادم الخدشي: يحدث في حالة أن الفوتون يصدم الإلكترون مماسياً مما يجعل الإلكترون ينطلق فرضياً على الاتجاه الأيمن بزاوية مقدارها 90 درجة ويأخذ طاقة مقداراها صفر من طاقة الفوتون ويكمل الفوتون المتشتت مساره بنفس الاتجاه الأصلي بزاوية صفر ويحتفظ بكامل طاقته أي أن الفوتون يمس الإلكترون بدون حدوث أي تغير في الطاقات لكليهما.
- تشتت الفوتون بزاوية 90 درجة: في حالة تشتت الفوتون بزاوية 90 درجة على الاتجاه الأيمن من الاتجاه الأصلي ففي هذه الحالة تعتمد الزاوية التي يتجه فيها الإلكترون على طاقة الفوتون الداخل فإذا كانت الطاقة صغيرة جدا اقل من طاقة السكون للإلكترون فان الإلكترون سوف يأخذ الطاقة الأقل والفوتون المتشتت يأخذ الطاقة الأكثر. أما إذا كانت طاقة الفوتون عالية جدا فان الطاقة الأكبر يأخذها الإلكترون ويأخذ الطاقة الأقل الفوتون المتشتت أي أنه يمكن القول بأنه في حالة الطاقات الأكبر فان الإلكترون يتجه بزاوية صغيرة مع محور اتجاه الفوتون الأصلي وتزداد نسبة التشتت على زاوية 90 درجة للفوتون.

يتضح مما سبق بان هذه الحالات مهمة جدا في تطبيقات الوقاية الإشعاعية عند تصميم الدروع الإشعاعية أو تحديد الزاويه الأكثر أماناً أو الأكثر خطورة وهذا يعني انه عندما تكون النسبة الأكبر من الطاقة قد يحملها الإلكترون فأنة دليل عل حدوث امتصاص اكبر للطاقة داخل وسط المادة وعندما تكون نسبة الطاقة الأكثر أخذها الفوتون المتشتت فهذا يعني بان هذه الطاقة سوف تتفاعل و تمتص في مكان أخر مما يتطلب إجراءات وقائية أخرى وخاصة عند الزاويا الأقرب للتعامد مع محور اتجاه الفوتون الأصلي. فإذا عوضنا بقيمة θ مقدار 90 درجة في المعادلة كما يلي:

$$hv` = hv \frac{1}{1+\alpha(1-\cos\theta)} = \frac{hv}{1+\alpha}$$

فإذا كانت طاقة الفوتون عالية جداً أي أن $\alpha >> 1$ فأنة يمكن اختصار المعادلة أعلاه الى:

$$hv` = \frac{hv}{\alpha} \rightarrow or \rightarrow hv` = m_o c^2$$

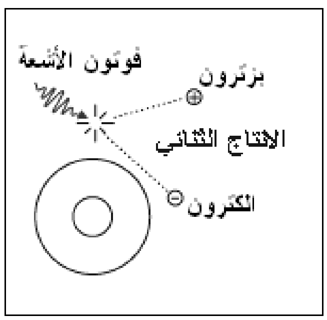
وبنفس الطريقة إذا عوضنا بالزاوية 180 درجة للفوتون المرتد الى الخلف فان القيمة تساوي $m_0c^2/2$ أي يساوي $0.255MeV$ وهذا يقودنا الى تعميم في حالة الإشعاع ذو الطاقات العالية بان الإشعاع المتشتت على الاتجاه الأيمن يكون مستقل عن طاقة الفوتون وتكون طاقته القصوى تساوي $0.511MeV$ وان الإشعاع المرتد الى الخلف تكون طاقته القصوى تساوي $0.255MeV$ [32]. واحتمالية حدوث تشتت كمبتون تزداد مع زيادة طاقة الفوتون واعتماده على العدد الذري يكون ضئيل بحدود اعتماده المباشر على عدد الإلكترونات في الغرام الواحد من المادة وهذه النسبة تكاد تكون متساوية لكافة المواد باستثناء الهيدروجين.

الإنتاج الزوجي:

في حالة أن تكون طاقة الفوتون الداخل اكبر من $1.02MeV$ فان هناك احتمالية كبيرة جدا لتفاعل هذا الفوتون مع المجال الكهرومغناطيسي لنواة المادة معطياً كامل طاقته لإنتاج جسيمات عدد اثنين أحدهم إلكترون

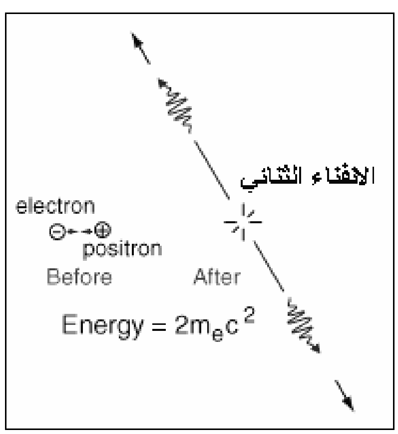
والأخر بزوترون كما هو موضح بالشكل (9) حيث أن مجموع طاقة السكون لهما تساوي $1.02MeV$ وبقيـة الطاقة في الفوتون تحملها هذه الجسيمات التي تم إنتاجها على شكل طاقة حركة لهذه الجسيمات مـع إمكانيـة أن يأخذ أحد هذه الجسيمات مجمل هذه الطاقة المتبقية عن إنتاج الجسيمات على شكل طاقة حركية بينما الأخر يبقى في حالة السكون وبدون طاقة حركية ، وفي العادة فان البزوترون يكتسب مقدارا من الطاقة اكبر من الإلكتـرون وذلك بسب أن التفاعل يحدث بالقرب من النواة ذات الشحنة الموجبة مما يؤدي الى تنافر البزوترون مع النواة ممـا يؤدي الى اكتسابه مقدار من الطاقة نتيجة هذا التنافر وبالمقابل فان الإلكترون سيفقد جزء من طاقته للتغلب علـى قوة التجاذب مع نواة الذرة. ولحدوث هذا التفاعل فانه من الضروري أن تزيد طاقة الفوتـون عـن $1.02MeV$ وخلاف ذلك لا توجد أي احتمالية لحدوث هذا التفاعل وعادة ما تميل الجسيمات المنتجة الى الاتجاه الى نفس الجهة التي تم دخول الفوتون منها.

يعتبر الإنتاج الثنائي أحد أقوى القرائن على عملية تحول الطاقة والكتلة من شكل الى أخر من طاقة فوتونيه الى كتلة وكذلك فان البزوترون المخلق وبعدما يفقد طاقته الحركية التي اكتسبها من التفاعل فأنة في النهاية يتفاعل مع أحد إلكترونات المادة الحرة لينحلا معاً منتجين فوتونات عدد اثنين كل منها بطاقة $0.511MeV$ يتجه كل منهما بعكس اتجاه الأخر كما هو موضح بالشكل (10).



الشكل (9): الإنتاج الثنائي نتيجة امتصاص طاقة الفوتون.

احتمالية حدوث هذا التفاعل بعد تحقيق الشرط الأول وهو أن تكون الطاقـة للفوتـون المتفاعـل اكـبر مـن $0.511MeV$ تزداد طردياً مع مربع العدد الذري للمادة وبما أن هذا التفاعل يحصل في العادة في مجـال النـواة أو بالقرب منها بشكل كبير فان هذا التفاعل قد يعتبر تفاعل نوويا من الناحية النظرية.



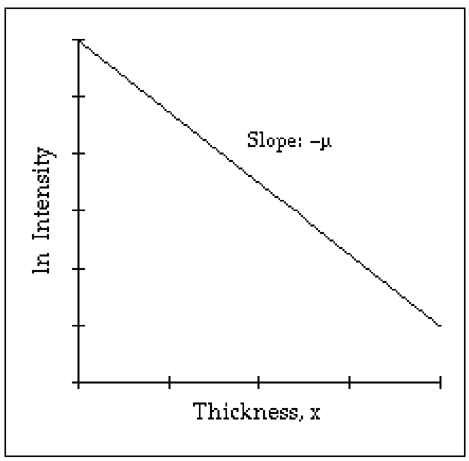
الشكل (10): رسم توضيحي يبين كيفية حدوث الأنفناء الثنائي.

توهين الفوتونات وامتصاصها:

تختلف طبيعة تفاعل الفوتونات عن الأنواع الأخرى من الإشعاع مثل الجسيمات المشحونة ، حيث انه عند عبور هذه الفوتونات المادة فان جزء منها يمتص كاملا والأخر يعبر بدون أي تفاعل والأخير يتم تشتته بعد فقدان جزء من طاقته وباتجاه مختلف ، فإذا كان لدينا حزمة فوتونية من الإشعاع بشدة معلومة (I_0) ومنتظمة هندسيا تعبر حاجز معين بسمك x فان عدد من التفاعلات السابقة ستحصل بين هذه الفوتونات وذرات المادة مما يؤدي الى تغير في شدتها نتيجة الامتصاص والتوهين لهذه الحزمة وكلما زاد سمك المادة الموضوعة كلما زاد التوهين والامتصاص في الحزمة أي انه هناك علاقة تناقص في شدة الحزمة الإشعاعية dI وسمك المادة الموضوع dx ويمكن التعبير عنة رياضياً كما يلي:

$$-\frac{dI}{dx} = \mu I$$

حيث أن μ يدعي معامل التوهين الخطي للمادة ويساوي ميل الخط البياني المستقيم الذي يمثل العلاقة بين سمك المادة ولوغاريتم شدة الحزمة الإشعاعية كما هو مبين في الشكل (11).



الشكل (11): العلاقة بين سمك المادة وشدة الإشعاع.

وبتكامل هذه المعادلة كما يلي:

$$\int \frac{dI}{I} = \int -\mu dx$$

نجد أن :

$$\ln I(x) - \ln I_0 = -\mu x$$

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x}$$

معامل التوهين الخطي μ يمثل في هذه الحالة مجموع معاملات التوهين للتفاعلات التي تحدث للفوتون عن عبوره سمك مادة معينة ، وهذه التفاعلات هي التفاعل الكهروضوئي وتشتت كمبتون والإنتاج الثنائي ، أي انه يساوي:

$$\mu = \tau + \sigma + \kappa$$

حيث κ,σ,τ هما معامل التوهين الخطي لتفاعل التأثير الكهروضوئي وتشتت كمبتون و الإنتاج الثنائي على التوالي ، ومن هنا نجد انه من المستغرب أن يكون هذا المعامل خطيا بما أن مجموع هذه التفاعلات والذي كل منها معتمد اعتماداً كليا على طاقة الفوتون أو العدد الذري و الكثافة للمادة وبعض هذه العلاقات غير خطية ولكن عند تمثيل العلاقة بيانيا بين لوغاريتم شدة الحزمة الإشعاعية والسمك نحصل على هذه العلاقة الخطية وذلك عندما نتحدث عن امتصاص وتوهين وتشتت معا. ومن الجدير ذكره هنا بان هذا المعامل يستخدم في أغراض الوقاية الإشعاعية في حسابات الدروع الإشعاعية عندما يكون من المهم هو التعبير عن قدرة الفوتون على الانتقال وعبور الوسط الممتص.

أما في حالة حسابات التعرض الإشعاعي أو الجرعة الممتصة والتي تنتج عن الطاقة التي تم امتصاصها فعليا في الوسط المادي ، يجب البحث عن معامل أخر يوضح هذه العلاقة كاقتران مع الطاقة فعلى سبيل المثال فان التفاعل الكهروضوئي يعطي كامل طاقته الى الإلكترون الذي يودع هذه الطاقة في النهاية في المادة أما في حالة تشتت كمبتون فان جزء من الطاقة الذي يحمله الإلكترون المتحول هو الذي يقوم بإيداع هذه الطاقة في المادة بينما الجزء الذي يحمله الفوتون المتشتت يذهب بعيدا ليودع طاقته في مكان أخر ، ونفس هذا الحال يحصل في تفاعل الإفناء الثنائي عندما ينفني البزوترون والإلكترون معاً لينتجا فوتونين يحملا هذه الطاقة لمكان أخر غير مكان التفاعل الأصلي ، لذا فأنة تم أيجاد معامل أخر هو μ_{en} معامل امتصاص الطاقة الخطي والذي يساوي معامل التوهين الخطي مطروحاً منة مجموع معاملات ضياع الطاقة الأخرى وهي المعاملات التي لها علاقة بحمل الطاقة الى مكان أخر مثل الفوتون المتشتت وفوتونات الإفناء الثنائي والأشعة الانكباحية الناتجة عند الإلكترونات المنتجة من التفاعلات والتي تتسارع في الوسط مسببة بذلك انبعاث هذه الأشعة ، أو الأشعة السينية المميزة للعنصر. ويمكننا في هذه الحالة إعادة صياغة هذا المعامل رياضيا بالشكل التالي:

$$\mu_{en} = \mu - (\sigma_s + \kappa_{pp} + others)$$

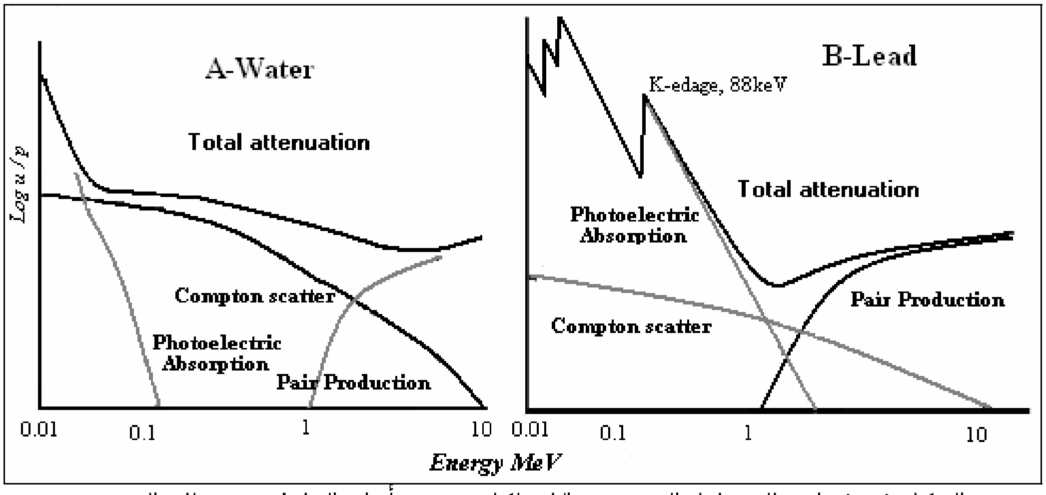
ومع هذا فان هناك معامل أخر أكثر فاعلية وهو معامل الطاقة الكتليه الخطي (μ_{en}/ρ) و وحدته هي السنتمتر المربع لكل غرام cm^2/g ويستخدم في حالة معالجة الجرعة الممتصة أو كمية التعرض الإشعاعي عندما يكون دفق الأشعة معروف أو يمكن معرفته ، وهذا المعامل يستعمل لحسابات الطاقة الممتصة وليس لحسابات التوهين ، لذا يجب التأكد من المعامل المناسب عند استعماله في عمليات حسابات الوقاية الإشعاعية وإيجاد حلول لمشاكلها.

معظم الأعمال المتعلقة بالوقاية الإشعاعية مثل حسابات الدروع الإشعاعية تحل باستخدام معامل التوهين الخطي μ ، وحسابات الجرعة الإشعاعية تتم باستخدام معامل امتصاص الطاقة الكتلي μ_{en} عوضا عن استخدام المعاملات الجزئية للتفاعلات. ولكن معالجة كل تفاعل على حده يكون أكثر أهمية عندما يتم اخذ طاقة الفوتون بالاعتبار والعدد الذري للمادة.

وبهذا الخصوص وعلى سبيل المثال الشكل (12) يظهر العلاقة التفصيلية لكل نوع من أنواع التفاعلات مع طاقة الفوتون لكل من مادتي الماء- الذي يعتبر مساوي للأنسجة الحية A - ومادة الرصاص B.

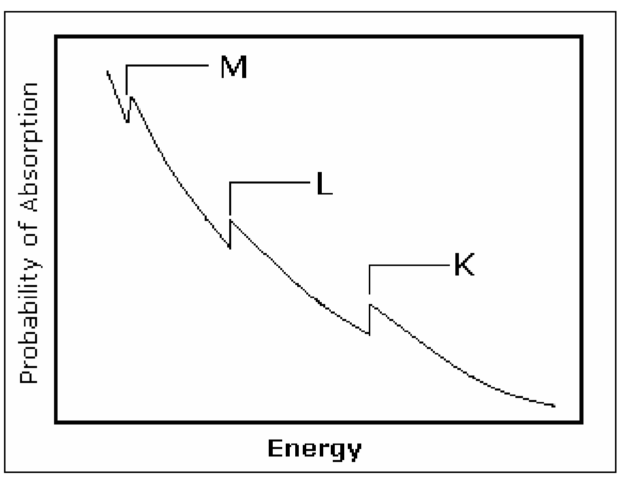
الشكل A الذي يبين هذه التفاعلات مع الماء يظهر على الطاقات القليلة للفوتون يكون التفاعل الكهروضوئي هو المسيطر والمساهم الأكبر والاهم في الحمل دون التفاعلات الأخرى ، وعندما تزداد طاقة الفوتون تبدأ هذه المساهمة

والسيطرة بالنقصان وصعود مساهمة وسيطرة تشتت كمبتون على مجمل التفاعلات من طاقة 0.1 مليون إلكتـرون فولت ولغاية عدة مئات من الكيلو إلكترون فولت ليبدأ بعد ذلك ظهور مساهمة وسيطرة تفاعل الإنتاج الثنائي بعد طاقة المليون إلكترون فولت.



الشكل (12): احتمالية تفاعل الفوتون مع المادة لكل نوع من أنواع التفاعلات مع طاقة الفوتون.

أما في حالة الرصاص كما يبينه الشكل B فان التفاعل الكهروضوئي يسيطر بوضوح أكثر من الأخرى على الطاقات المنخفضة ، وتتناقص هذه السيطرة بسرعة مع زيادة الطاقة للفوتون مع ظهور زيادة عندما يكون الفوتون له طاقة كافية لانتزاع الإلكترون من المدار الأول K وهذا يدعى بحافة المدار K حيث تتساوى طاقة الفوتون مع طاقة المدار وهذا يزيد من احتمالية حدوث تفاعل تجاوبي مما يؤدي الى ارتفاع مفاجئ في حدوث التفاعل الكهروضوئي، وبعد انتزاع الإلكترون من المدار K سيتم تعبئة من الإلكترونات المتواجدة في المدارات الأخرى مما يؤدي الى إنتاج أشعة سينية مميزة بطاقة تساوي فرق الطاقة بين المدار الذي تم الانتقال منه والمدار الذي تم الانتقال إلية وقد يحـدث تأثير هذه الحواف في المدارات الأخرى كما هو مبين بالشكل (13). بعد ذلك يبدأ تفاعـل تشـتت كمبتـون بالسيطرة على الطاقات المتوسطة ثم من بعدة يبدأ سيطرة تفاعل الإنتاج الثنائي على الطاقات العالية الأعلـى مـن المليون إلكترون فولت.



الشكل (13): حواف الامتصاص في المادة.

ألان يمكننا القول بأنه بما أن قيمة التعرض الإشعاعي والجرعة الممتصة تعتمد على التدفق الإشعاعي فان معامل التوهين والسمك للمادة يحددان مقدار النقص الحاصل في هذا الدفق الإشعاعي وهذا بدورة يحدد قيمة التعرض أو الجرعة. وكذلك قيمة معامل التوهين تعتمد على المادة الموهنة وعلى طاقة الفوتون وهذه القيم عموما يمكن إيجادها من خلال جداول معينة (الملحق الثالث) ، وبالعادة تكون هذه القيم في الجداول معطاة على افتراض التوزيع الهندسي المنتظم للحزمة الإشعاعية. ولا بد من التذكير بان μ_{en} معامل امتصاص الطاقة الخطي مبنى أساسا على اعتبار الطاقة التي تم امتصاصها فقط وإهمال الطاقة التي تحمل من قبل التفاعلات الأخرى الى مكان أخر .

انتقال الخطي للطاقة :

مصطلح الانتقال الخطي للطاقة LET تم ادخله لتوصيف معدل انتقال الطاقة لكل وحدة مسافة على طول المسار ، قدرة التوقف والانتقال الخطي للطاقة متشابهان ولكن في حالة دراسة التأثير الإشعاعي من خلال هذا المصطلح فأنة التميز تم ما بين انتقال الطاقة من الجسيمات المشحونة والطاقة التي تم امتصاصها فعليا. وقد عرفت اللجنة الدولية للوقاية الإشعاعية هذا المصطلح على أساس أنه متوسط الطاقة التي أودعت محليا من الجسيم في المادة خلال مرورها مسافة معينة بالمادة أي أن:

$$LET = -\left(\frac{dE}{dx}\right)_{\Delta}$$

وهنا نستطيع القول بان هذا المصطلح قد يصف عملية انتقال الطاقة في مسافة معينة من المادة من خلال التصادمات فقط على أن لا تزيد عن قيمة محددة هي Δ بينما قدرة التوقف تعني قدرة المادة على امتصاص طاقة الجسيم ، أي خسارة الجسيم لطاقته في المادة أينما كان في المادة وبدون تحديد ، أي أن قيمة Δ غير محددة أو تساوي الى ما لا نهاية. فعندما نقول جسيم ذو طاقة انتقالية خطية عالية فإننا نعني بان هذا الجسم قد منح المادة طاقة كبيرة في مسافة صغيرة ومحددة وعكس ذلك فأنة يتم منح طاقة قليلة في مسافة اكبر ، لذا فان الأنواع المختلفة من الإشعاع لها طاقة انتقال خطية تختلف عن بعضها حسب قدرة هذا الإشعاع على تأين ذرات المادة ومنحها من طاقته ، بالإضافة الى توضيح المدى المنوي دراسته بالنسبة لمنح هذه الطاقة حيث أن قيمة دلتا كما في الجدول رقم (1) الذي يبين قيمة الانتقال الخطي للطاقة ، حيث يتضح من خلال هذا الجدول بان معدل انتقال الطاقة الخطي يختلف من نوع الى أخر من الإشعاع وكذلك فانه يقل مع زيادة طاقة الإشعاع.

جدول (1): مقدار الانتقال الخطي للطاقة للأنواع المختلفة من الإشعاع ولطاقات متنوعة [83].

الطاقة (MeV)	الانتقال الخطي للطاقة $LET(keV/\mu m)$		
	الإلكترونات	البروتونات	دقائق ألفا
0.0001	55.2		
0.001	7.48		
0.01	0.98		
0.1	0.152		
1	0.06		
2		13.9	182
3		7.6	101
4		4.12	55.4
6		2.87	38.9
8		2.3	30.1
10		1.83	24.7

تفاعل النيترونات مع المادة:

النيترونات جسيمات غير مشحونة كما أشعة جاما وأشعة اكس والنيترونات بالعادة تكون سريعة عندما تولد وتبدأ هذه النيترونات السريعة بفقد طاقتها والتباطؤ حتى تصبح نيترونات حرارية ليصبح من السهولة على انوية ذرات المادة من أسرها. لذا فان النيترونات تتفاعل مع المادة بطريقتين أولهم هو التصادم المرن (مثل تصادم كرات البليارد) مع انويه الذرات والبروتونات (نواة ذرة الهيدروجين) في حالة الماء بحث تعمل على إزاحة هذه الانوية أو إعطاء جزء من طاقتها خلال هذه التصادمات المرنة للانوية والجسيمات المصدومة على شكل طاقة حركية وكمية الطاقة المعطاة للجسم المصدوم تزداد كلما اقترب كتلته من كتلة النيترون كذرات الهيدروجين والذرات الخفيفة كالكربون لذا تعتبر المواد المحتوية على هذه الذرات كالشمع والماء و الأسمنت من أفضل المواد لعمل الدروع الإشعاعية للنيترونات. أما الطريقة الأخرى للتفاعل هو التفاعل مع نواة الذرة عندما تمتص النواة النيترون ليتبعه بعد ذلك انبعاث نووي لجسيمات مثل بيتا وأشعة جاما نتيجة التنشيط النووي لهذه النواة وعدم استقرارها لتغير نسبة النيترونات الى البروتونات في منحنى الاستقرار الطبيعي لانوية الذرات أو من خلال عملية أصطدام النيترون بنواة الذرة تصادماً غير مرن أي أن النيترون يدخل الى داخل النواة وقد يخرج من النواة ثانية فإذا كانت النواة بالحالة الأرضية فأنة في هذه الحالة لا يتم فقد للطاقة من النيترونات ويكون التصادم مرن أما في حالة ترك النواة في الحالة المثارة فانه يعنى أن النواة أخذت من طاقة النيترون ويتبع ذلك مباشرة عودة النواة المثارة الى الحالة الأرضية المستقرة لها بإشعاع أشعة جاما ويكون هذا التصادم غير مرن. لذا يجب الأخذ بعين الاعتبار هذا الأمر عند عمل الدروع الإشعاعية حيث يتم اختيار مواد احتمالية حدوث هذه التفاعلات معها ضئيلة لتجنب الآثار الناتجة عن الإشعاعات الثانوية الصادرة بعد حصول تفاعل للنيترونات مع المادة. وهذا سيتم استعراض الأمور المتعلقة بالنيترونات في فصل لاحق في هذا الكتاب.

الفصل الرابع

الكواشف الإشعاعية

نظرا لطبيعية الإشعاع غير المرئية كان لابد من إيجاد الطرق والأدوات الملائمة للكشف عن الإشعاع وقياسه وكذلك بما أن الهدف الرئيسي للوقاية الإشعاعية هو معرفة وقياس الإشعاع وتوفير المعلومات اللازمة عن ومعرفـة مقدار ما قد يحدثه من أثار سلبية على الإنسان والبيئة بالإضافة الى تقدير ضرورة إجراء هذه القياسـات ودرجـة ملائمة الأجهزة لنوع القياس وذلك لغايات تخفيض الجرعات الإشعاعية. ومن هنا تم تطوير عدة تقنيـات وأدوات لقياس الإشعاع و أكثرها شيوعا أجهزة المراقبة والمسح الإشعاعي والتحذير من الإشعاع. وبناء على هذه الأهداف يمكن أن يتم تصنيف أجهزة الكشف والقياس الإشعاعي الى فئتين رئيسيتين أولهما أجهزة قياس الجرعات الإشعاعية وما يتعلق با والفئة الثانية أجهزة قياس النشاط الإشعاعي الناتج عن المواد المشعة سواء كانت طبيعية أو صناعية.

الكواشف الغازية (كواشف حجرة التأين):

عند دخول جسيم مشحون طاقته تساوي E الى داخل حجم من الغاز وتفاعله مع ذرات الغاز فانه يسبب تيجا وتأينا لهذه الذرات منتجا أزواجا من الأيونات الموجبة والإلكترونات السالبة على طول مساره ومقدار هـذا الناتج من هذه الأزواج الأيونيه يعتمد على مقدار طاقة الجسيم الذي تفاعل مع حجم الغاز وطريقة مـنح طاقتـه للمادة. وكنا قد ذكرنا بأنه حتى يتم تأين ذرة واحدة من الغاز وإنتاج زوج ايوني فأننا نحتاج الى طاقة مقداراها من $30-35eV$ (إلكترون فولت) حسب نوع الغاز ويرمز لها بالرمز w وهذه الطاقة يتم الحصول عليها من الطاقة التي يحملها الإشعاع المتفاعل داخل مادة الغاز فلو فرضنا بان طاقة الجسيم الداخل الى حجم الغاز تساوي 1 مليون إلكترون فولت فان عدد الأزواج الايونية المنتجة N يساوي طاقة هذا الجسيم على الطاقة اللازمة لتكـوين زوج واحد من الأيونات كما يلي:

$$N = \frac{E}{w} = \frac{1\times10^{6}\,ev}{35ev/ip} = 2.86\times10^{4}\,ip$$

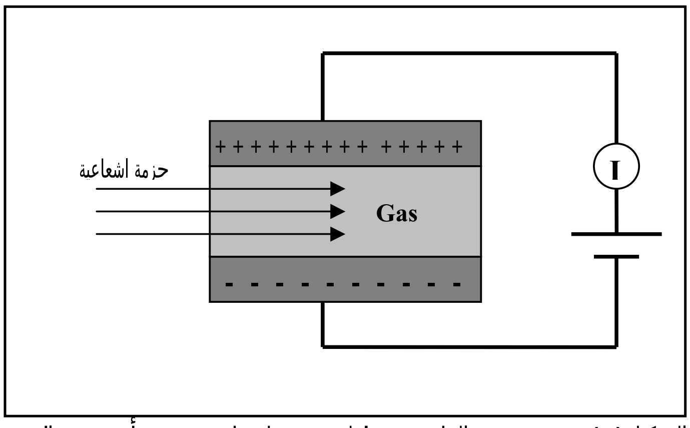
وبما أن الذرات في الطبيعية تكون في حركة منتظمة تدعي بالحركة الحرارية فان الأزواج المتكونة يكون لهـا ميل كذلك لاكتساب مثل هذه الحركة وبالتالي فإنها تبتعد مندفعة عن المناطق ذات التركيز العالي ويمكن خلال هذه العملية أن يحدث عملية انتقال للشحنة من ذرة الى أخرى من ذرات الغاز بالإضافة الى أن هناك احتمالية كـبيرة لالتقاء الإلكترونات السالبة مع الذرات المؤينة الموجبة خلال هذه الحركة وان يتم إعادة التحامها ببعض مرة أخرى والعودة الى طبيعتها.

لنتحدث الآن عن دخول حزمة إشعاعية الى غاز داخل حجم معين ، وبالتأكيد فان هذه الحزمـة الإشـعاعية ستتفاعل مع ذرات الغاز وستسبب تأينا لذرات الغاز. وفي هذه الحالة ، لو تركنا هذه الأيونات ستعاود الالتحـام مرة أخرى وعودة الذرات الى طبيعتها ، ولكن لو وضعنا فرق جهد علي طرفي هذا الحجم من الغاز كما هو مـبين في الشكل (1)فانه في هذه الحالة ستتجه الإلكترونات نحو القطب الموجب والذرات الموجبة ستتجه نحو القطـب

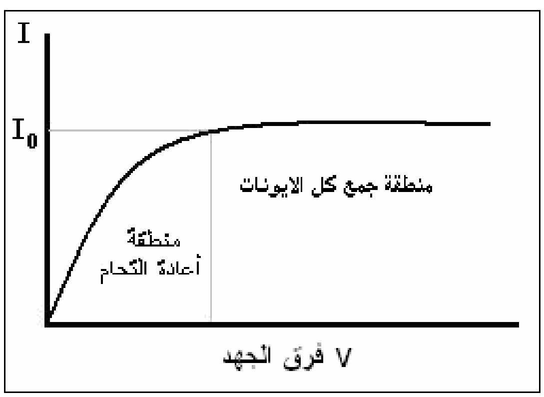
السالب في حركة انسياقيه بسرعة مقدراها v نتيجة وجود فرق الجهد هذا مع وجود حالة إعـادة التحـام بـين الأيونات. وهذه السرعة الانسياقية تعتمد على شدة المجال الكهربـائي E وحركيـة الغـاز $(\mu - mobility)$ وضغط الغاز P حيث أن:

$$v = \frac{\mu E}{p}$$

وكلما قمنا بزيادة فرق الجهد كلما ازدادت سرعة هذه الأيونات السالبة والموجبة بالتوجه نحو أقطاب فرق الجهد لغاية وصول كافة الأيونات الى القطبين بسرعة لا تتمكن من خلالها من الالتحام مرة أخرى وبعد ذلك لو قمنـا برفع فرق الجهد فإننا لن نحصل على اكثر من ذلك نتيجة توجه جميع الأيونات الموجودة داخل هذا الحجم من الغاز الى الأقطاب. ولو قمنا بجمع هذه الشحنات سنحصل في النهاية على تيار كهربائي I ناتج عن الأيونات ويبدأ هذا التيار بالازدياد تدرجيا مع فرق الجهد لغاية جمع كافة الأيونات ويثبت عندها التيار I_0 وهو ما يدعي بحالة الإشباع وقيمته ستعتمد على معدل الإشعاع كما هو موضح بالشكل (2).



الشكل(1) : حجم من الغاز يمر خلاله حزمة إشعاعية تحت تأثير فرق الجهد



الشكل (2): التيار الناتج عن تأين ذرات الغاز نتيجة الإشعاع

تعتبر عملية إعادة الالتحام في الكاشف الغازي (حجرة التأين الغازية) من اكثر العوامل التي تؤثر علـى تيـار الإشباع وبالتالي على عملية جمع الأيونات وقياسها ، ويتناسب مقدار هذا الالتحام على تركيز الإلكترونات السالبة والأيونات الموجبة في الغاز وعلى ثابت معامل الالتحام للغاز μ. ويمكن الحد من عملية اعادة الالتحام هذه بزيادة

فرق الجهد الكهربائي الموضوع على قطبي حجرة التأين وبالتالي التغلب على هذه المشكلة وكذلك على مشـكلة الانتشار الحر للأيونات.

قياس تيار التأين:

في العادة تكون قيمة تيار التأين صغيرة جدا في الظروف العادية ونحتاج لقياسـه بواسـطة الأدوات العاديـة لتضخيم هذا التيار وافضل الطرق لقياس هذا التيار تحويل التيار من مستمر الى تيار متردد وذلك بتوصيل حجـرة التأين مع مقاومة ومكثف على التوازي كما في الشكل (3) مما يسمح لنا بتضخيم الإشارة الكهربائية الناتجة مـن الكاشف بشكل منتظم ومتسلسل من خلال السماح بتجميع التيار عبر دائرة المقاومة والمكثف لمدة زمنيـة ثابتـة.
وعند الاتزان في الدائرة فان الجهد الناتج عبر هذه الدائرة يساوي حصليه ضرب التيار I في المقاومة R :

$$V = IR$$

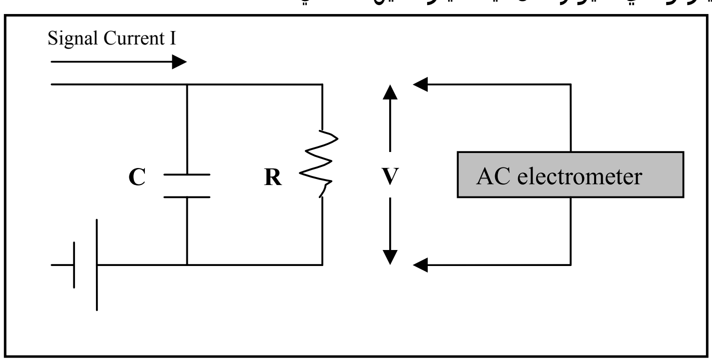
وبالتالي فان الشحنة Q التي تم تخزينها في المكثف C تساوي:

$$Q = Ne^{-} = CV$$

فإذا حصل تغير مطرد ΔC على المكثف C مقارنة بثابت الزمن للدائرة $\Delta C / C$ فأنه في المقابل سيحدث تغير على الجهد مقداره ΔV ويساوي:

$$\Delta V = \frac{Q}{C} \times \frac{\Delta C}{C}$$
$$or$$
$$\Delta V = IR \times \frac{\Delta C}{C}$$

وإذا كانت قيمة هذا المكثف ستتغير بشكل جيبي حول القيمة الأصلية C فان مقدار الجهد المتغير سيتناسب مـع مقدار تيار التأين وبالتالي فان الجهد يتغير ΔV مع مقدار التغير في الشحنة ΔQ عندما تكون سعته المكثف ثابتة.
ونظرا لصغر التيار الناتج عن عملية تأين الغاز فانه من الضروري عزل الأقطاب في حجرة التأين جيـدا لتجنـب حدوث تسرب للتيار والذي سيؤثر على قيمة تيار التأين الأصلي.

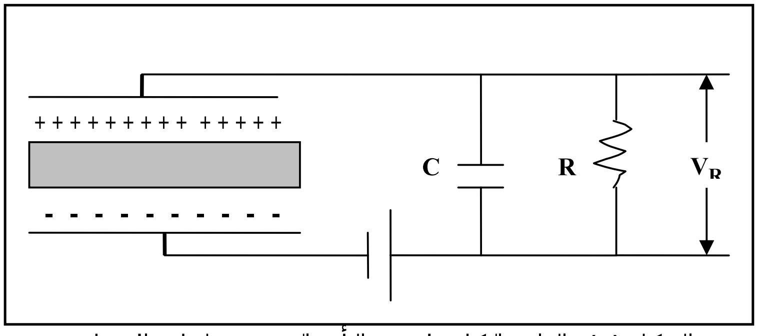


الشكل (3): الدائرة الكهربائية الترددية.

من الناحية الفيزيائية ، حجرة التأين هي عبارة عن قطبين يوجد بينهما منطقة عازلة ذات مقاومة معينة وبما أن القطبين يشكلان سطحين متوازين فانه يمكن اعتبارهما مكثفاً. وعند توصيل هذه الحجرة (المكثف) مـع الـدائرة الكهربائية في الشكل (3) تصبح دائرة كهربائية كما في الشكل (4) مكونة من مكثفين أحدهما هو حجرة التـأين نفسها وكذلك مقاومتين أحدهما مقاومة حجرة التأين وجميعها موصولة على التوازي.

وبتطبيق قانون كيرشوف على الدائرة في الشكل (4) نجد بان فرق الجهد على مدخل الدائرة VR يساوي:

$$IR = V_R + RC\frac{dV}{dt}$$

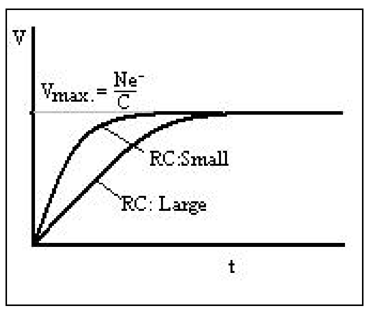


الشكل (4): الدائرة المكافئة لحجرة التأين المستخدمة لقياس الإشعاع.

وبحل هذه المعادلة التفاضلية نجد علاقة تغير الجهد على الدائرة كاقتران مع الزمن كما يلي:

$$V_R = IR(1 - e^{-t/RC})$$

حيث أن RC ثابت الزمن للدائرة الكهربائية وكلما كان ثابت الزمن هذا صغيرا فان الجهد يصل الى حالة الاشباع $V_{max.}$ بسرعة وكلما كان هذا الثابت كبيرا كلما ازداد الزمن t اللازم للوصول الى حالة الاشباع كمـا هـو موضح بالشكل (5).



الشكل (5): علاقة الجهد مع ثابت الزمن للدائرة الكهربائية.

فيما سبق ذكره فان حجرة التأين الغازية تستخدم لقياس الإشعاع بمختلف أنواعه بعمل التصميم المناسب لهذه الحجرة حسب نوع الإشعاع المطلوب قياسه فعند استعمال هذه الحجرة لقياس الجسيمات المشحونة فأنه لا بد أن تكون نافذة حجرة التأين رقيقة جدا بسب القدرة الاختراقية الضئيلة لهذه الجسيمات والانوية المشحونة الأخـرى. وتصنع النافذة بالعادة من مواد خفيفة جدا مثل البريليوم أو المواد العضوية وعلى شكل غشاء رقيق جدا اقل من 1 ملي غرام لكل سنتمتر مربع حتى لا تضيع طاقة الجسيمات في الاختراق وتتمكن من الوصـول الى حجـم الغـاز وبالتالي التفاعل معه أو ان تصمم بشكل يسمح بوضع العينة المشعة من جسيمات ألفا داخل حجرة التأين نفسـها. اما وفي حال استخدام حجرة التأين للكاشف عن جسيمات بيتا التي يبلغ مداها في الهواء عدة أمتار فأنه يجـب أن يكون ضغط الغاز كبير بشكل مناسب مع نوافذ اكثر سمكا لإيقاف الجسيمات وامتصاص طاقتها داخل الغاز وعند استخدام حجرة التأين للكشف عن أشعة جاما والأشعة السينية فقد يتم إضافة طبقة من مادة ثقيلة كالرصاص على جدران الغرفة.

عند استخدام حجرة التأين في عملية القياس والقيام بقياس كل جسيم على حدة عندما تتعاقب الإشعاعات الساقطة الواحد تلو الأخر بفارق زمني يسمح بتسجيل الكمية الناتجة عن الإشعاع الأول والانتهاء منها ومن ثم يتم استقبال الإشعاع التالي ، لذا في هذه الحالة يجب أن يكون الزمن الفاصل بين الحدثين صغير جدا.

شكل النبضة يعتمد على شكل المجال الكهربائي E وعلى مكان تشكل الأيونات. وبما أن المجال الكهربائي يتناسب مع الجهد الموضوع والمسافة d بين القطبين حيث يساوي:

$$E = \frac{V}{d}$$

فكلما كان مكان تشكل الأيونات قريب من مكان التجميع كلما كان الزمن اللازم لتسجيل الحدث صغير جدا مع ضمان وصول جميع الإلكترونات والأيونات وتسجيل نبضة دالة تماما على مقدار الأيونات المتشكلة وعكس ذلك نحتاج الى زمن اكبر. ونظرا لان الإلكترونات تكون أسرع ($v = 10^6 m.s^{-1}$) في الوصول الى القطب الموجب من وصول الأيونات ($v = 10^3 m.s^{-1}$) الى القطب السالب فان هذا يؤدي الى اختلاف في زمن النبضة الناتجة عن الإلكترونات والنبضة الناتجة عن الأيونات وعندما تكون حجرة التأين ذات أقطاب مستوية فان جهد النبضة الناتجة عن الإلكترونات أو الأيونات مع الزمن تساوي:

$$V = \frac{Ne}{C} \times \frac{x}{d}$$

$$x = vt$$

حيث N عدد الإلكترونات و v السرعة الانسياقية.

من العلاقة أعلاه نجد بان اعتماد جهد النبضة على زمن الوصول لمنطقة التجميع يكون اعتمادا كبيرا وبالتالي تصبح حجرة التأين بطيئة لطول الزمن الذي تستغرقه النبضة الايونية. ولكنة من الممكن التغلب على هذه المشكلة بوضع شبكة معدنية بين القطب الموجب والمجمع وتكون اقرب الى المجمع وتؤدي في هذه الحالة الى إنقاص المسافة بين القطب والمجمع وبالتالي عدم اعتماد جهد النبضة على موقع التفاعل.

مثال:

أوجد الجهد الناتج عن امتصاص إشعاع طاقته 1 مليون إلكترون فولت كاملا داخل غاز في حجرة تأين إذا كانت سعة المكثف 1 ميكرفاراد؟

الحل:

الجهد الأقصى الناتج يساوي:

$$V_{\max} = \frac{Ne}{C} = \frac{(E/w)e^-}{C} = \frac{(2.86\times10^4)(1.6\times10^{-19})}{10^{-6}} = 4.58\times10^{-9}\,V$$

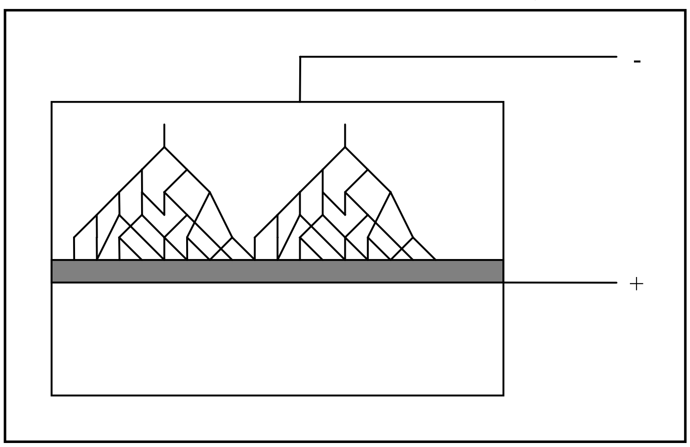
العداد التناسبي:

لنعود قليلا الى الشكل (1) وكنا قد ذكرنا بأنه عند وضع فرق جهد على حجرة التأين فان الأيونات المتشكلة تبدأ بالتوجه نحو الأقطاب ليتم جمعها لغاية الوصول الى حد الإشباع وتحدث هنا منطقة تشبع ، وفي هذه المرحلة عند زيادة الجهد ضمن هذه المنطقة فأنه لا توجد أي أيونات إضافية لجمعها كونه تم تجميع كافة الأيونات المتكونة ولكن في حالة زيادة الجهد بشكل اكبر بعد منطقة التشبع فان الأيونات المتكونة ستكتسب طاقة حركية عالية تحت تأثير فرق الجهد العالي وتصبح هذه الإلكترونات قادرة على تأين ذرات أخرى منتجة أزواج ايونية ثانوية جديدة

وهذه بدورها ستكتسب طاقة حركية وتسبب تأينا جديدا وهكذا لغاية وصوله الى الـمع وتكون خلالها شلال من الإلكترونات كما هو موضح بالشكل (6) بعدد مضاعف من الإلكترونات ضمن نسبة تضاعف من $(1-1000)$ مرة تزداد بزيادة فرق الجهد وتسمى هذه المنطقة بمنطقة التناسب كما هو مبين في الشكل (7) وهذه المنطقة تكون منطقة عمل العداد التناسبي.

بالرغم من حدوث هذا التضاعف في كمية الإلكترونات وبالتالي كمية التيار الناتج ألا أنة يتم المحافظة علـى التناسب مع عدد الأزواج المتكونة بالاصل نتيجة الإشعاع الداخل وبالتالي تكون حجرة التاين في هذه الحالة قـادر على التميز بين جسيمات مختلفة بطاقات مختلفة كما يظهر بالشكل (6) في منطقة التناسب حيث يتم التميز بـين طاقة 1 مليون إلكترون فولت و 2 مليون إلكترون فولت وذلك لان الأزواج تتكون في منطقة معينة وتنتهي بمنطقة معينة مكونة شلال الإلكترونات كذلك ضمن منطقة معينة. ومع زيادة الجهد تصبح عمليـة المضـاعفة محـدودة وتسمي منطقة التناسب المحدود وفي نهاية هذه المنطقة تصبح القدرة على التميز بين طاقتين مختلفتين اكثـر صـعوبة وتصبح التفاعلات ومضاعفاتها غير متقيدة بمنطقة بداية ومنطقة نهاية محددة وتبدأ بالانتشار حتى يتم تأين كافة حجم الغاز وفي هذه الحالة فان كل التفاعلات مهما بلغت الطاقة المترسبة منها ستعطينا نفس قيمة التيار ونفـس الجهـد ويكون الكاشف في هذه الحالة قد دخل منطقة جايجر - ميلر .

أما إذا استمرت زيادة فرق الجهد على الكاشف فانه من الممكن حدوث تهيج لذرات الغاز أو إعادة الى الحالة الأرضية نتيجة التصادمات بين الأعداد الهائلة المتكونة وقد يؤدي هذا التهيج الى عودة الذرة الى حالة الاستقرار ثانية مطلقة فوتونات يمكن أن تؤدي الى تحرير الإلكترونات في منطقة أخرى بعيدة عن منطقة حدوث التفاعل الأساسي ومنطقة تضاعفه وبالتالي فان حالة التأين هذه ستعم منطقة الكاشف كافة وتصبح حجرة التأين هذه في حالة تفريغ كهربائي كامل (discharge) للغاز.

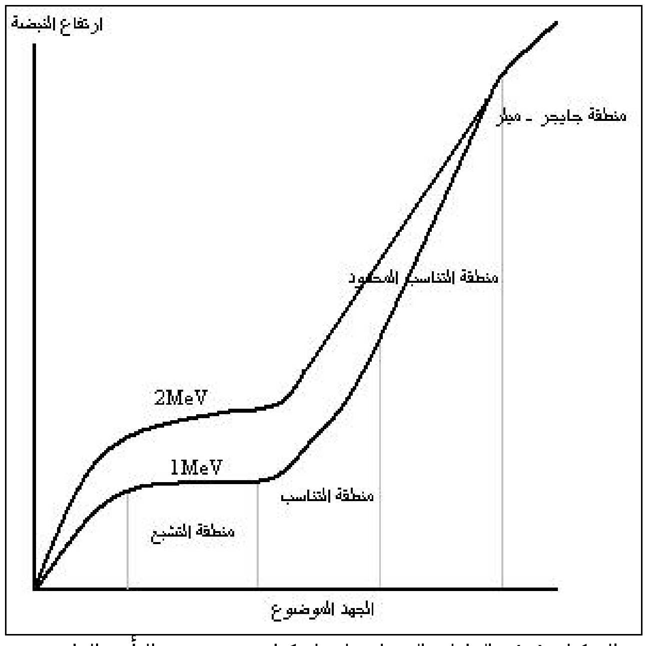


الشكل (6): تكون شلالات من الإلكترونات نتيجة التضاعف في منطقة التفاعل لغاية الوصول الى الـمع

عداد جايجر – ميلر:

عندما يزداد الجهد الموضوع على قطبي الكاشف تبدأ المضاعفة الإلكترونية وكلما ازداد الجهد كلمـا ازدادت طاقة الحركة المكتسبة من هذه الإلكترونات مما يؤدي لحدوث تصادمات وتهيج لبعض ذرات الغاز وعندما تعود هذه الذرات المتهيجة الى حالتها الطبيعية فأنها تطلق أشعة فوتونية تعمل هذه الأشعة الفوتونية على تأين ذرات أخرى في مناطق ابعد من مكان التفاعل وتبدأ بالانتشار في كافة أرجاء حجم الغاز في الكاشف ممـا يـؤدي في النهايـة الى حدوث تفريغ كهربائي كامل للكاشف ويصبح فوق الحالة الحرجة. عندما يتم وضع غاز لوحدة في عداد جايجر –

ميلر مثل الارغورن فان كل الأيونات الموجبة المتكونة ستكون من نفس الفصيلة وعند انتهاء حالة التفريغ تتحـرك هذه الأيونات بسرعة بطيئة نحو الجهد المنخفض عند السطح الداخلي للكاشف وتصطدم به وهناك يـتم تحيـدها بالارتباط مع أحد الإلكترونات من ذرات السطح وفي هذه الحالة فان كمية من الطاقة تساوي طاقة التأين للغـاز مطروحا منها طاقة الارتباط للإلكترون بالسطح ستتحرر وعندما تكون هذه الطاقة بما فيه الكفاية لتحرر إلكتـرون أخر أيضا سيتسارع بدورة باتجاه الجهد الموجب مكونا شلال جديد من الإلكترونات وبالتالي نبضة جديدة لا تعطي معلومة صحيحة عن التفاعل الحقيقي. لذا فأنه يتم عمل دائرة كهربائية للإطفاء (*Quenching*) الخـارجي أو إضافة بعض الغازات المطفئة تكون ذات طاقة تأين اقل ومن مركبات معقدة اكثر من الغاز الأصلي لعمـل إطفـاء داخلي وتكون وظيفة هذه الغازات امتصاص الفوتونات المنطلقة مثل الأشعة فوق البنفسجية ومنع حـدوث هـذه الظاهرة وبالتالي الحد من النبضات المغلوطة.



الشكل (7): المناطق المختلفة لعمل كاشف حجرة التأين الغازي.

عند حدوث التفريغ الكهربائي لعداد جايجر - ميلر ووصول الكاشف للحالة فـوق الحرجـة فأنـه مـن الضروري عودة الكاشف الى وضعه الطبيعي ليكون مهيأ لقياس الحدث التالي حيث أن استمرار حالة التفريغ هـذه فانه تعني بان الحدث التالي لا يمكن قياسه ، فكيف إذاً يتم إعادة الكاشف الى وضعه ، يتم هذا من خـلال العـدد الهائل من الأيونات الموجبة المتكونة والتي تكون سرعتها أبطأ من سرعة الإلكترونات مما يؤدي الى تأخرها بالوصول الى القطب السالب ويؤدي هذا التأخير الى تشكلها بشكل صف كثيف من الأيونات الموجبة بين القطب السـالب والقطب الموجب وتعمل بشكل حاجب كهربائي تشكل مع القطب السالب مجالا كهربائيا جديداً يؤدي الى إنقاص الجهد الكهربائي الأصلي على الكاشف وبالتالي إعادة الكاشف الى حالة ما قبل الحالة الحرجة أي الى حالته الطبيعية مما يجعله مهيأ لاستقبال الحدث التالي وقياسه وحتى تتم هذه العملية فان الكاشف يكون في حالة لا تمكنه من قياس أي حدث ويطلق على هذه الحالة الموت الزمني للكاشف (*dead time*) وهو الزمن الواقع بين بدايـة الحـدث الأول ولغاية عودته الى طبيعته فان الأحداث التي تحدث لا يستطيع الكاشف تسجيلها.

بما أن أي حدث يؤدي الى عملية تأين كامل لحجم الغاز في الكاشف فأن عداد جايجر ميلر لا يملك القـدرة على تميز طاقة الإشعاع كما في العداد التناسبي لان كل إشعاع مهما بلغت طاقته فأنه يعطي نفس حجم النبضـة وبالتالي لا نستطيع استنتاج أي معلومة عن طاقة الإشعاع نظرا لتشابها وبالتالي فأنه لا يصلح كجهاز كشف عن الطاقة التي يحملها الإشعاع وإنما يصلح للكشف عن عددها.

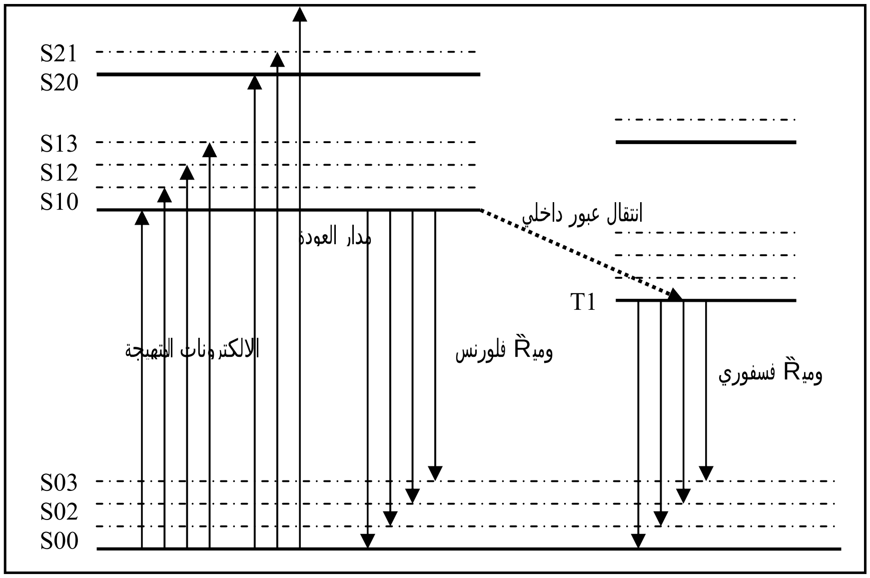
الكواشف الوميضية:

عملية قياس وكشف الإشعاع باستخدام الكواشف الوميضية من إحدى الطرق المتاحة والفعالـة بكشـف الإشعاع وعمل المطيافية لطيف واسع من أنواع الإشعاع. والكواشف الوميضية هي عبارة عن المواد الـتي تطلـق وميضا ضوئيا عند سقوط الإشعاع عليها ومن خلال قياس شدة ومقدار هذا الضوء الوميضي يمكننا معرفـة شـدة وطاقة الإشعاع وبالتالي فان هناك عدة مواصفات يجب توفرها في هذه المواد حتى تحقق الغرض المراد من استخدامها وهي قدرتا على تحول طاقة الإشعاع الى ضوء قابل للكشف بكفاءة عالية وهذه القدرة يجب أن تتناسب خطيا مع طاقة الإشعاع كما يجب أن يكون الوسط قابل لنقل هذا الوميض ضمن طول موجي قابل للقياس مع ضـرورة أن يكون الزمن بين امتصاص الإشعاع و إطلاق الضوء الوميضى اقل ما يمكن بالإضافة الى جودة المادة البصـرية وان يكون معامل الانعكاس لها كما في الزجاج.

يوجد عدة أنواع من الكواشف الوميضية فمنها مواد وميضية عضوية ومواد وميضية غير عضوية وطريقـة عمل الأولى هو انه عند تعرض هذه المواد الى الإشعاع فان تقوم بامتصاص طاقة الإشعاع مما يـؤدي الى تـهيج الإلكترونات في المدارات الأرضية S_0 مؤدية الى رفعها الى مدارات التهييج الأعلى المفردة S_n المختلفة في هذه المواد وتحدث عملية انتقال داخلي لهذه الإلكترونات لتعود الى المدار S_{10} المسموح لها بالعودة منه الى المدار الأرضي من خلاله فقط ، وتطلق في هذه الحالة فوتون ضوئي على شكل وميض يمكن قياسه ويسمى في هذه الحالـة بـوميض الفلورنس بزمن قصير جدا يصل الى نانو ثانية وقد تنتقل هذه الإلكترونات داخليا بعملية عبور داخلي من المدارات المفردة S الى المدارات المتعددة T لتعود الى الانتقال من أحد المدرات المسموح لها بالعودة منه الى المدار الأرضي ويدعى في هذه الحالة بالوميض الفسفوري وهذا الأخير يستغرق زمن اكبر (حوالي ملي ثانية) من الأول وعمليـة الانتقال موضحة بالشكل (8).

أن عملية انتقال الإلكترونات المتهيجة من جزئ الى أخر ممكنة وهي من الأهمية في عملية القياس في حالـة إذابة هذه المواد مع محلول معين فلو حدثت عملية الامتصاص في جزء معين من المحلول فانه في النهاية سينتقل هـذا الإلكترون الناتج الى إحدى الجزيئات الأخرى في المادة الوميضة ويحدث الوميض ، ومن أنواع هذه المواد الوميضية العضوية الانثراسين (قطران الفحم) والاستيين وهي مركبات عضوية نقية وتكون بالعادة على شكل بلوري أو على شكل محلول عند أذابتها مع إضافة بعض المواد التي تحدث إزاحة في طول الموجة للضوء الوميضي.

هذا النوع من الكواشف يستخدم للكشف عن النشاطية الإشعاعية عندما يمكن أذابتها في المحلول وفي هـذه الحالة تبلغ كفاءة الكشف 100% وكذلك المواد الوميضية البلاستيكية مثل الاسترين والتي تتميز بقابليتها علـى التشكيل بعدة أشكال وأحجام مختلفة بالإضافة الى المواد الوميضية العضوية المعالجة بمادة الرصاص أو بعض المـواد الثقيلة الأخرى لزيادة قدرتا الامتصاصية للفوتونات لرفع كفاءتا في القياس عند استخدامه لغايات القياس والكشف عن الإشعاع الفوتوني.



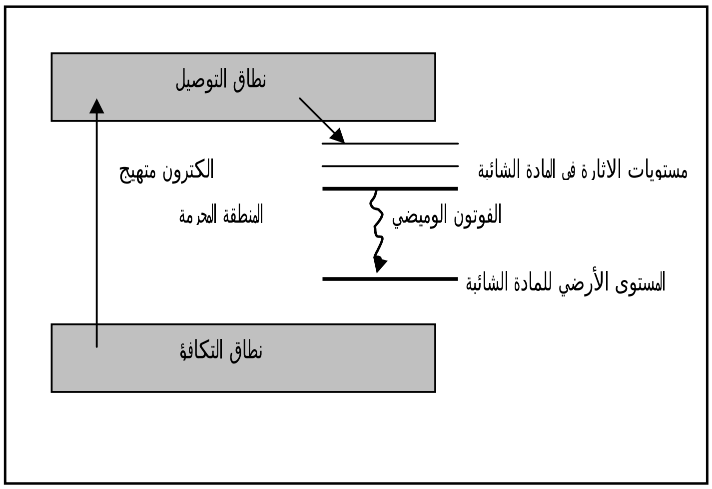
الشكل (8): كيفية امتصاص الإلكترونات وعودتها الى المدارات الأرضية في الكواشف الوميضية العضوية.

والنوع الثاني من الكواشف الوميضية هي غير العضوية والية الوميض في هذه النوع تختلف عن النوع الأول وتعتمد على مستويات الطاقة في الشبكة البلورية لهذه المواد حيث يوجد مستويات محددة للطاقة في البلورة فالمستوي الأول ويدعي نطاق التكافؤ والمستوى الثاني يدعى نطاق التوصيل ويوجد بين هذين المستوين منطقة محرمة وفي الوضع الطبيعي لا يتواجد أي من الإلكترونات في هذه المنطقة والتي تعتبر منطقة عازلة ولكن في حالة إضافة مواد أخرى على شكل شوائب لهذه البلورة النقية فان هذه الشوائب ستعمل على تكوين مستويات للطاقة خاصة بها في نطاق المنطقة المحرمة فعند امتصاص الإلكترون نتيجة الإشعاع فانه يكتسب طاقة تسمح له بعبور المنطقة المحرمة من نطاق التكافؤ تاركا مكانه فراغا (فجوة) الى نطاق التوصيل، وفي حالة عدم وجود شوائب فان عودة الإلكترون الى نطاق التكافؤ لا تعني شيء كون الفوتون الذي ينتج عن هذه العودة يكون ذو طاقة عالية خارج طاقة الفوتونات المرئية أما في حالة وجود مادة شائبة وتكوين هذه المستويات الوسيطة من الطاقة فان الإلكترون سيستقر لمدة قصيرة في مستوى الإثارة للمادة الشائبة ليعود الى المستوى الأرضي في المادة الشائبة أيضا وعند عودته هذه فأنه سيحرر الطاقة التي اكتسبها على شكل فوتون ضوئي كما هو مبين في الشكل (9) حيث أن فرق الطاقة بين هذه المستويات المتكونة يكون اقل مما يجعل طاقة الفوتون المتحرر ضمن طاقة الفوتونات المرئية.

تعتبر هذه الأنواع ذات كفاءه عالية في قياس الإشعاع حيث أن الطاقة اللازمة لتكوين إلكترون وفجوة موجبة في المادة تكون اقل من الطاقة لتكوين زوج من الأيونات في الغاز حيث تبلغ هذه الطاقة على سبيل المثال حوالي 20 إلكترون فولت في بلورة يوديد الصوديوم وهذه يعني أن طاقة مقدارها 1 مليون إلكترون فولت ستعمل على إنتاج 50 ألف إلكترون. بالإضافة الى كفاءتها في عملية تمرير الضوء الناتج.

يوجد العديد من المواد التي تستخدم ككواشف وميضيه غير عضوية و أكثرها استخداما وشيوعا بلورة يوديد الصوديوم المعالجة بمادة الثاليوم كمادة شائبة وهي تستخدم في قياس المطيافية للعناصر المشعة كما يوجد لها استخدام طبي في مجال الطب النووي في جهاز التصوير الجامي (الجاما كاميرا) بالنظائر المشعة وأجهزة المسح الكلي

للجسم . والنوع الأخر من هذه البلورات بلورة يوديد السيزيوم المعالجة بالثاليوم أو الصوديوم كمادة شائبة وتتميز بكفاءتا بامتصاص أشعة جاما بالنسبة لحجمها مما يجعلها مفضلة في التطبيقات التي تتطلب حجم صغير بالإضافة الى قدرتا على تمييز شكل النبضة حسب نوع الإشعاع. وكذلك بلورة يوديد الليثيوم المعالجة بمادة الأوربيوم والتي تستخدم لغايات الكشف عن النيترونات وكذلك من الأنواع المهمة في التطبيقات الطبية بلورة البوزمث غيرمانيت النقية المستخدمة في أجهزة التصوير الطبقي المحوسب نظرا لحساسيتها العالية للتغيرات في شدة الأشعة السينية للتمييز بين الكثافات المختلفة في الجسم رغم تأثرها بالحرارة التي تؤدي الى خفض إنتاجيتها من الضوء ولكن في حالة التصوير الطبقي تكون الأجهزة داخل غرف مكيفة ومبردة جيداً. كما تستخدم بلورة الباريوم فلوريد النقية والتي تستعمل لغايات الكشف السريع حيث يبلغ زمن القياس فيها حوالي النانو ثانية وهي الوحيدة التي تتوفر فيها هذه الميزة من الكواشف الوميضيه ذات العدد الذري المرتفع .ويستعمل أيضا مادة كبرتيد الخارصين وهي من أقدم المواد المستخدمة في الكشف عن الإشعاع وخاصة جسيمات ألفا والانوية الثقيلة وذلك بطلاء شاشة القياس بهذه المادة هذا بالإضافة الى استخدام الزجاج الوميضي والغازات الوميضيه في حالات مخصصة عندما تحول الظروف البيئية من استخدام الكواشف التقليدية لغايات قياس أشعة جاما وجسيمات بيتا.



الشكل (9): مستويات الطاقة للمواد الوميضية غير العضوية.

وحتى نتمكن من قياس كمية هذا الضوء فان هذه الكواشف تستخدم مع أنبوب المضاعفة الضوئية من اجل تحويل الضوء الى إشارة كهربائية بالإضافة الى وجود أنبوب ناقل للضوء مع عكس ضوئي لأعاده الضوء الى الكاثود الضوئي.

أنبوبة المضاعفة الضوئية:

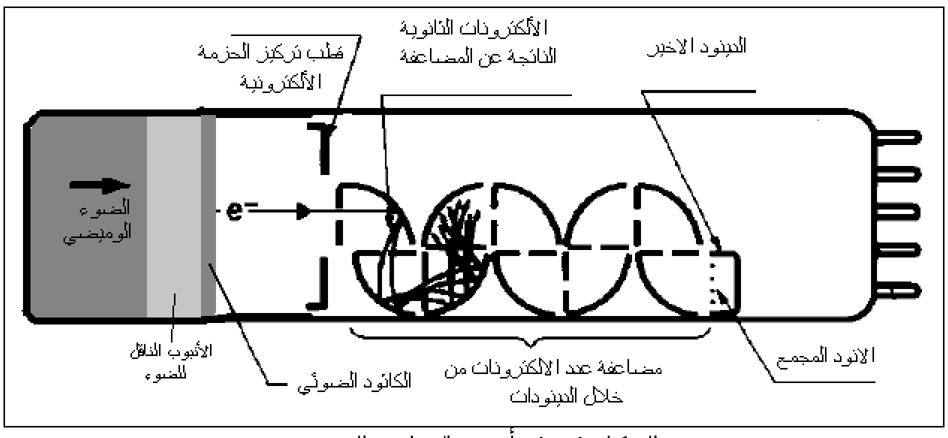
أنبوب المضاعفة الضوئية عبارة عن أنبوب مفرغ من الهواء يحتوي كاثود ضوئي (*Photocathode*) وقطب لتركيز الإلكترونات ومجموعة من الأقطاب تدعى بالدينودات يوجد بين كل قطب وأخر جهد كهربائي وقطب التجميع كما هو مبين في الشكل (10) وعند وصول الضوء من البلورة الوميضية الى الكاثود الضوئي يقوم بإنتاج الإلكترون (ظاهرة الانبعاث الكهربائي) ويتم توجيه هذا الإلكترون المنطلق بواسطة قطب التركيز والذي يعمل كعدسة مجمعة الى الدينود الأول الذي بدوره يستقبل الإلكترون الذي اكتسب طاقة إضافية نتيجة لوجود فرق الجهد ليتم إنتاج عدد مضاعف من الإلكترونات تنطلق الى الديوند الثاني وتكتسب طاقة حركية نتيجة فرق الجهد لينتج أضعاف عدد الإلكترونات الساقطة ويكون عند الدينود الأخير قد تكون حزمة كبيرة من الإلكترونات

يستقبلها الـمع على شكل تيار كهربائي يتناسب مع مقدار الضوء الناتج في حالة ثبوت الجهد على أنبوب المضاعفة حيث يكون معامل المضاعفة ثابت وبالتالي فان حجم النبضة ستتناسب مع طاقة الإشعاع طرديا ولكن قد يحـدث بعض الاختلاف في حجم النبضة لنفس الطاقة بسب اختلاف عدد الفوتونات الضوئية التي تصل للكاثود الضـوئي بسب امتصاص بعضها في نفس المادة بالإضافة الى الاختلافات نتيجة العملية الإحصائية.

القدرة التحليلية للكواشف الوميضية:

عندما تؤثر بعض العوامل على حجم النبضة فان هناك فرق بسيط بين النبضة والأخرى لنفس الطاقة بمقـدار يساوي ΔE وبالتالي فان القدرة التحليلية للكاشف *Resolution* يمكن إيجادها من المعادلة التالية:

$$R = \frac{\Delta E}{E} \times 100\%$$



الشكل (10): أنبوب المضاعفة الضوئية.

ومن المعادلة أعلاه فأنه كلما انخفضت قيمة R كلما كان الكاشف ذو قدرة تحليلية جيدة وعالية بمعنى أنـه يعطينا قراءات متقاربة جدا لنفس الطاقة ولزيادة هذه القدرة يجب تصميم الكاشف بشكل يسمح بتمرير وتوصـيل الضوء للكاثود الضوئي مع استعمال مادة وميضية ذات شفافية عالية واختيار الجهد المناسب لأنبـوب المضـاعفة الضوئية وزيادة معامل التضاعف له وعموما فان القدرة التحليليـة للكواشـف الوميضـية تتـراوح مـا بـين $(2\% - 20\%)$ اعتمادا على نوع وحجم المادة الوميضية بحيث تنخفض القدرة التحليلية مع زيادة حجم البلـورة الوميضية وذلك لزيادة إمكانية قراءة اكبر عدد من الأحداث وتقليل نسبة هروب الطاقة من المادة.

أما بالنسبة للزمن فهو عبارة عن قدرة الكاشف على تسجيل حدثين متتالين بشكل منفصل وهذا يعتمد علـى زمن التحلل للمادة الوميضية وهو الزمن اللازم لعودة الإلكترونات الى الحالة الأرضية و إطلاق الفوتون الضـوئي وهذا الزمن يبلغ في حدود النانو ثانية وقد توجد مواد وميضية يزيد فيها الزمن ومع ذلك فأنه يوجد لها استخدام في كواشف شطيرة الفسفور (phoswich) التي تستخدم لقياس جسيمات بيتا منخفضة الطاقة بوجود خلفية عاليـة من الإشعاع الفوتوني حيث يصمم الكاشف من قسمين على شكل شطيرة واحدة منها تكون ذات زمـن انحـلال سريع وفي العادة تكون بلورة يوديد الصوديوم والأخرى ذات زمن انحلال وبذلك نستطيع تميز مصدر النبضة سواء كان في الجزء الأول أو الثاني من الكاشف تبعا لزمن النبضة وذلك لكون تفاعل جسيمات بيتـا أو الإشـعاع ذو الطاقة المنخفضة سيكون في الجزء الأول لقصر المدى في المادة بينما يكون التفاعل للإشعاع الفوتـوني ذو الطاقـة

الأعلى وبالتالي المدى الأكبر في القسم الثاني ومن هنا تتم عملية التمييز بين نوعين من الإشعاع . ولكن في العموم فأن زمن التأخير في المضاعف الضوئي نفسه يؤثر على القدرة الزمنية للكواشف.

تستخدم الكواشف الوميضية للكشف عن جسيمات ألفا والانوية المشحونة كما ذكرنا سابقا باستخدام مادة كبرتيد الخارصين وتمتاز بكفاءة عالية في تحويل طاقة الجسيمات الى ضوء ولكنها ذات شفافية ضعيفة لذا فأنه يتم طلائها على سطح من الزجاج بسمك 1 ملم كما تستخدم هذه الكواشف في الكشف عن أشعة جاما والأشعة السينية بكفاءة اكبر من الكواشف الغازية وتعتمد الكفاءة في هذه الحالة على حجم البلورة وعلى طاقة الإشعاع حيث أن كلاهما يؤثر على مقدار امتصاص طاقة الإشعاع في مادة الكاشف أو هروبا منه. وكذلك تستخدم المواد الوميضية العضوية للكشف عن أشعة بيتا ولا تستخدم المواد غير العضوية بسبب ضرورة عزل هذه البلورات عن المحيط الخارجي وكذلك إمكانية حدوث تشتت خلفي للجسيمات لكبر العدد الذري للبلورات. وكما ذكرنا سابقا فانه يمكن استخدام بلورة يوديد الليثيوم للكشف عن النيترونات.

خصائص الكواشف الوميضية:

أن اكثر البلورات شيوعا في الكواشف الوميضية هي بلورة يوديد الصوديوم المعالجة بالثاليوم $NaI(Tl)$ لغايات الكشف عن أشعة جاما حيث تعتبر ذات فعالية عالية في الكشف عن هذه الأشعة ونظرا لطبيعة وجوب عزل هذه البلورة عن المحيط الخارجي مما يتطلب وجود غطاء خارجي لعزلها وحمايتها فان كفاءتها غير محبذة في الكشف عن الجسيمات المشحونة وذلك لاحتمالية فقدان جزء كبير من طاقتها في اجتياز هذا الغطاء وبالمقابل فان كفاءتها عالية جدا في الكشف عن أشعة جاما وذلك لسبب مهم وهو العدد الذري الكبير لمركب اليود في البلورة مما يعزز حصول تفاعل التأثير الكهروضوئي في البلورة بالرغم بان بلورات أخرى لها هذه الميزة من ناحية العدد الذري مثل بلورة يوديد السيزيوم وبلورة البازموثث غرمانيت BGO ومن ناحية الاستجابة الفعالة ألا أن الأولى لها الأفضلية من ناحية غزارة الناتج الضوئي للبلورة وقصر زمن القياس مما يجعلها ذات أفضلية على الأخرى.

كفاءة البلورة أو ما يدعى باقتران الاستجابة تعتمد كثيرا على احتمالية حدوث التفاعل الإشعاعي داخل البلورة وامتصاص طاقة الفوتون ضمن حجم البلورة، وهذا الأمر محكوم بنوعية التفاعل والجسيمات الثانوية التي تنتج فعندما يتفاعل فوتون ذو طاقة إشعاعية معينة فان هناك احتمال لحدوث أحد أو كل الأنواع من التفاعلات وهي تفاعل التأثير الضوئي وتشتت كمبتون والإنتاج الثنائي فعندما يكون حجم البلورة صغير جدا فان الطاقة الناتجة عن التأثير الكهروضوئي يمكن امتصاصها بالكامل في الكاشف نظرا لقصر مدى الإلكترون المنتج وبالتالي فأننا نرصد الحدث بالكامل من حيث الطاقة الممتصة ولكن في حال حدوث تشتت كمبتون فان هناك احتمال كبير لهروب الفوتون المتشتت حاملا جزء من طاقة الفوتون خارج البلورة وكذلك الإنتاج الثنائي فان الاحتمالية قائمة لحدوث انفناء ثنائي لهذه الفوتونات وهروبا الى الخارج ولكن في حالة أن كان الحجم كبير بما فيه الكافية فان حدوث الفوتون المتشتت وفوتونات الانفناء الثنائي ستتفاعل في مكان أخر في البلورة وبالتالي يتم رصد طاقتها مع التفاعل الأول وبالتالي لا يوجد فقدان للطاقة ، وبما أن مجموع هذه الطاقة سيظهر في الطيف على شكل قمة تدعى بالقمة الضوئية في الطيف التحليلي لأشعة جاما وهذه القمة ستكون حادة وهذا دليل على قياس كامل طاقة الفوتون أو بمعنى أخر يعنى وجود عدد كافي من الأحداث وتكون القدرة التحليلية عالية للكاشف وستكون قمة تشت كمبتون صغيرة وكذلك قمم الانفناء الثنائي أما إذا كانت القمة عريضة فهذا يعني أن هناك هروب للطاقة وعدم وجود العدد الكافي من الأحداث للحصول على قمة حادة نتيجة اختلافات الطاقة المترسبة من كل فوتون وبالتالي فان قمة تشتت

كمبتون المتصلة ستكون كبيرة وبالمقابل يكون الانحسار قد حصل بالقمة الرئيسية. أما عندما تكون طاقة الفوتون عالية اكبر من الحد الأدنى لحدوث الإنتاج الثنائي فان احتمالية الانفناء الثنائي ستزداد بالطبع وهروب هذه الفوتونات يعني هروب الطاقة خارج حجم الكاشف وعدم رصدها ، وقد يكون الهروب ثنائي أي أن الفوتونين المتكونين سيهربان للخارج معا أو أحادي أي أن أحد هذه الفوتونات سيهرب الى الخارج. وهذا الأمر في النهاية سيؤثر على مقدار وشكل القمة الرئيسية، وبالمجمل فان عدة عوامل ستؤثر على شكل الطيف الجامي منها نوع البلورة وحجمها والخطأ الإحصائي و وضعية المصدر ومحيطة. ويمكننا القول بان عرض القمة يحدد القدرة التحليلية للكاشف والمساحة تحت القمة تحدد كفاءته فعلى سبيل المثال فان بلورة يوديد الصوديوم تظهر قدرة تحليلية أعلى من بلورة BGO من نفس الحجم وتكون الأخيرة ذات كفاءة افضل من الأولى على الطاقات الأعلى في طيف مصدر الصوديوم ، وهذا يجعل من الصعوبة قياس اقتران الاستجابة لكل طيف من أطياف جاما بسب أن كل طيف يظهر استجابة معينة مع نوع كاشف معين يختلف عن الأخر في بلورة أخرى وأفضل طريقة لدراسة اقتران الاستجابة تتم باستخدام حسابات الاحتمالات الإحصائية (مونتي كارلو).

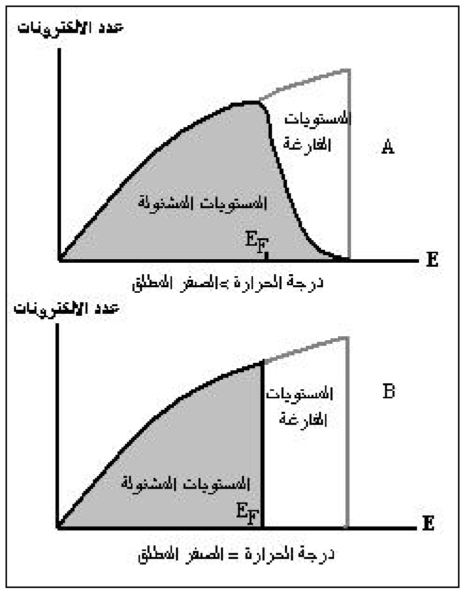
عند تحليل الطيف الجامي فان احتمالية حدوث كل تفاعل يجب أخذها بالحسبان فهناك احتمالية ظهور قمم لحواف الامتصاص لمادة الكاشف أو لمادة غطاء الكاشف وكذلك ظهور قمم التشتت الخلفي من المصدر ومحيطة وظهور القمة المتصلة لتشتت كمبتون نتيجة هروب الفوتون المتشتت وكذلك القمة الأحادية لهروب الانفناء الثنائي وتكون قيمتها تساوي قيمة طاقة القمة مطروحا منها طاقة الفوتون الهارب والتي تساوي $0.511 MeV$ (مليون إلكترون فولت) وظهور قمة الهروب الثنائية للإنفناء الثنائي وتكون قيمتها تساوي قيمة القمة مطروحا منها قيمة طاقة الفوتونين الهاربين والتي تساوي $1.022 MeV$ بالإضافة الى احتمالية ظهور القمة الجمعيه وهي القمة التي تكون حصليه مجموع قمتين ضوئيتين في المصادر المشعة التي تطلق فوتونات بأكثر من طاقة حيث أن احتمالية تفاعل الفوتونين بنفس الوقت واردة جداً.

الخواص الكهربائية للموصلات:

الخواص الكهربائية للمواد تدرس استنادا على طبيعة احتلال الإلكترونات لمستويات الطاقة فيها فعندما يكون نطاق التكافؤ مليء بالإلكترونات ومقدار طاقة المنطقة المحرمة $5eV$ على سبيل المثال فان المادة تكون عازلة ولن تسمح بالتوصيل ما لم تكن طاقة الإلكترون اكبر من هذه الطاقة لتمكنه من اجتياز المنطقة المحرمة. ولو مثلنا هذا الأمر بيانيا كما في الشكل $(A - 11)$ لوجدنا كيفية توزيع الطاقة لإلكترونات في نطاق التكافؤ فوق درجة حرارة الصفر المطلق حيث تحتل الإلكترونات المستويات وتكون المستويات الدنيا من الطاقة مشغولة بالكامل بالإضافة الى وجود مستويات غير مشغولة متاحة لها فوق طاقة فيرمي E_F (هي الطاقة التي يكون متوسط عدد الإلكترونات لكل مستوى كمي يساوي ½ بالضبط) وان كان جزء من الإلكترونات يشغلها فعليا نتيجة الطاقة الحرارية المتواضعة التي يكتسبها الإلكترون ولكن لا تؤهله لشغل مستويات اكبر. وعند الصفر المطلق بالضبط فان كل المستويات تحت طاقة فيرمي مشغولة بالكامل ولا يوجد مستويات مشغولة فوق هذه الطاقة كما هو موضح بالشكل $(B - 11)$.

في حالة المواد العازلة، نطاق التوصيل تكون طاقته اكبر و تساوي $E_0 + E_G$ والتي لا تسمح للإلكترونات بالتواجد فيها ولو كانت درجة الحرارة اكبر من الصفر المطلق نظرا لكبر طاقة المنطقة المحرمة كما في الشكل (12)

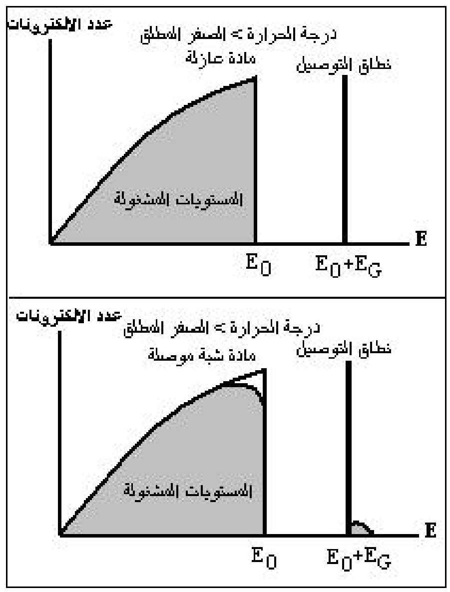
أعلى ولكن في حالة أشباه الموصلات كالسيليكون والجرمانيوم مثلا فتكون طاقة المنطقة المحرمة صغيرة وتساوي تقريبا 1 إلكترون فولت وعلى درجة حرارة اكبر من الصفر المطلق (على سبيل المثال درجة حرارة الغرفة) فان هناك إمكانية لاكتساب عدد ضئيل من الإلكترونات هذه الطاقة والتواجد في نطاق التوصيل بعد المنطقة المحرمة كما في الشكل (12 اسفل). وفي هذه الحالة فان عدد الإلكترونات التي تشغل المستويات في نطاق التوصيل يقابله نقص في عدد الإلكترونات التي تشغل نطاق التكافؤ أي عدد الأماكن المشغولة في نطاق التوصيل يساوي عدد الشواغر في نطاق التكافؤ حيث أن طاقة فيرمي في هذه الحالة تساوي طاقة نطاق التكافؤ + ½ طاقة المنطقة المحرمة E_G . ووجود هذا العدد الضئيل من الإلكترونات في نطاق التوصيل يعطي هذه المواد بعض خصائص المواد الموصلة ولهذا تدعى بأشباه الموصلات.



الشكل (11): عدد الإلكترونات التي تشغل مستويات الطاقة على درجة حرارة الصفر المطلق وفوقها.

يمكن زيادة قدرة هذه المواد على التوصيل بشكل كبير بإضافة بعض المواد كشوائب والتي تجاور هذه المواد في الجدول الدوري كإضافة الزرنيخ (arsenic) للجرمانيوم كمادة شائبة حيث تحتل مادة الزرنيخ مواقع وسطية في التركيب البلوري للجرمانيوم وبما أن له خمس إلكترونات تكافؤ فأنه سيشارك ذرة الجرمانيوم بأربعة إلكترونات ويبقي الإلكترون الخامس بدون ارتباط أو ارتباط شكلي مع الذرة نظراً لوجوده في شبكة بلورية يمكن أن يغادر مباشرة الى نطاق التوصيل حتى على درجة حرارة الغرفة وفي هذه الحالة يسمي شبة الموصل $n-type$ أو النوع السالب أي مانح للإلكترونات لوجود زيادة فيها. وتقع مستويات المادة الشائبة في المنطقة المحرمة تحت نطاق التوصيل قليلا بطاقة تبلغ حدود $0.013eV$. وفي المقابل إذا تم إضافة مادة شائبة من مادة الجاليوم أو الانديوم التي تقع على اليسار في الجدول الدوري فإنها ستشارك في الإلكترونات الثلاثة في ذراتها مما يوجد نقص في إلكترون واحد لاكتمال الرابطة التساهمية مع ذرات السيليكون أو الجرمانيوم وبالتالي فان هذا سيخلق فجوة موجبة نتيجة هذا النقص ويسمى الخليط هذا بالمادة المستقبلة لحاجتها الى الإلكترون وتكون هذه الفجوة لها القدرة على التنقل خلال المادة وانتقالها هنا ليس كفجوة وإنما الذي يحدث هو أن أحد الإلكترونات المجاورة سيملأ هذه الفجوة ويصبح مكانة فجوة وهكذا وفي هذه العملية تظهر الفجوة كأنها متحركة. وتتخذ مستويات الطاقة للمادة الشائبة مكانا فوق نطاق التكافؤ بقليل وتدعى $p-type$ أو النوع الموجب.

في حالة توصيل النوع السالب مع النوع الموجب من هذه المواد كما ذكرنا فان مستوى طاقة فيرمي E_F يقع تحت نطاق التوصيل في النوع السالب وفوق نطاق التكافؤ في النوع الموجب فان الإلكترونات والفجوات تعيد تشكيل نفسها تحت وفوق مستوى طاقة فيرمي كما هو مبين بالشكل (13) ويدعي هذا $(p-n\ Junction)$ أو ملتقى $(p-n)$. وعند توصيل جهد مباشر يقل عرض هذه المنطقة ويصبح مساوي للصفر عند جهد 0.5 فولت. ويمر تيار عالي يدعى بالتيار المباشر ولكن في حال توصيل جهد معكوس بوصل الجهد الموجب مع n فان عرض هذه المنطقة سيزداد ويمر تيار صغير جدا تكون قيمته ثابتة طالما الجهد أعلى من 0.5 فولت يدعى بالتيار العكسي. ويعتمد هذا التيار على درجة الحرارة كونه ناتج عن الإلكترونات والفجوات الذاتية للمادة شبة الموصلة الأصلية (النقية) وتصبح منطقة الملتقى هذه حساسة جدا بحيث يزداد عدد الإلكترونات والفجوات عند سقوط إشعاع علية ويتناسب عدد هذه الفجوات طرديا مع طاقة الإشعاع وفي هذه الحالة يمكن استخدامه ككاشف إشعاعي.



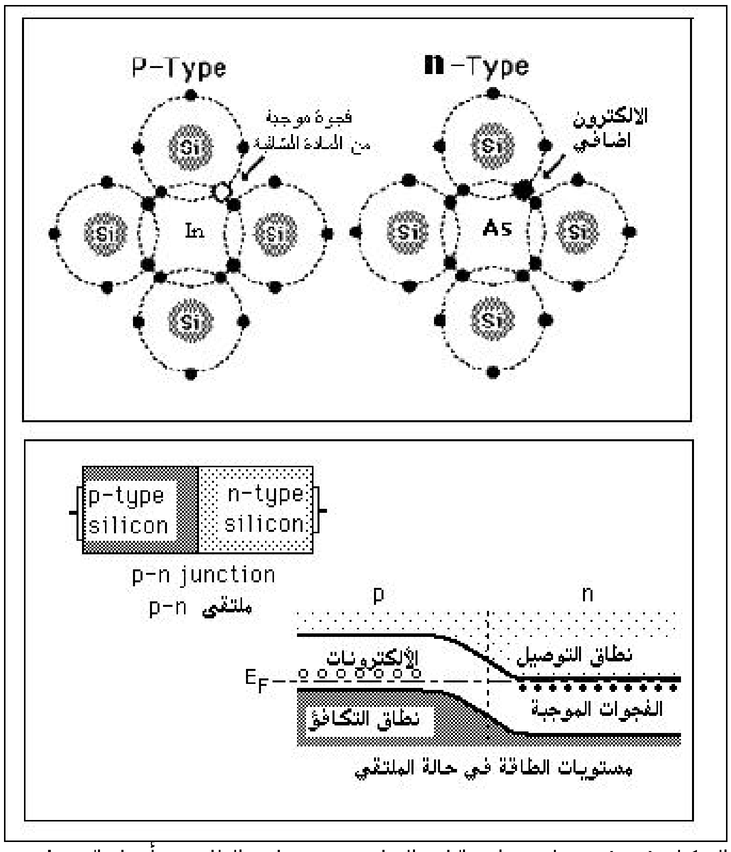
الشكل (12): توزيع الإلكترونات في المواد العازلة والمواد شبة الموصلة.

فإذا كان عرض المادة n صغير جدا بحدود الميكروميتر بحيث لا تفقد الإشعاعات الساقطة جزء من طاقتها أثناء عبور المادة وكذلك أن يكون عرض المادة p كبير لعدة مليمترات لامتصاص الإشعاع وقد يزداد هذا العرض ليصل حدود السنتمتر في حالة استخدام الكاشف لقياس أشعة جاما. فعند دخول الإشعاع واجتيازه منطقة n ودخوله منطقة p فأنه سيتكون عدد من الإلكترونات والفجوات وبما أن عدد الإلكترونات قليل أصلا في هذه المادة وعدد الفجوات كبير جدا فان الإلكترونات يمكن أن تعيد اتحادها مع الفجوات لكثر عددها مما يؤدي لضياع جزء من التيار مما يؤدي لعدم التناسب الأمثل بين الطاقة الممتصة في المنطقة والتيار المتولد وكذلك الأمر بالنسبة لمنطقة n ونظرا لكثرة الإلكترونات وقلة الثقوب فأنه من الممكن أن تتحد بعض الثقوب مع الإلكترونات وتؤدي الى ضياع جزء من التيار لذا يجب أن يكون عرض هذه المنطقة صغيرا وبالمقابل عرض منطقة p كبيرا. وعند إنتاج الإلكترونات والفجوات يتم تجميعها تحت تأثير المجال الكهربائي حيث تتجه الإلكترونات الناتجة الى المنطقة السالبة n والفجوات الى المنطقة الموجبة p كون الجهد الموضوع عكسي.

تمتاز هذه الكواشف بالقدرة التحليلية العالية بالنسبة الى كفاءتها لها نظرا للعدد الهائل من الإلكترونات والفجوات التي تكونها عند سقوط الإشعاع بحيث انه يلزم طاقة مقدارها 3 إلكترون فولت لكل زوج إلكترون –

فجوة وهذا العدد الكبير يقلل من عملية الاختلافات الإحصائية، كما أن الزمن اللازم للتجميع قليل جدا ويكـون بحدود 10 نانو ثانية في حالة كان عرض الملتقى 10 ملم بحيث أن الزمن يعتمد على عرض الملتقى.

كفاءة هذه الكواشف من مادة السيليكون جيدة في الكشف عن الجسـيمات المشـحونة مثـل البرتونـات وجسيمات ألفا وكذلك جسيمات بيتا شريطة أن تكون المادة المستنفذة (الحساسة) بالقرب من السـطح حـتى لا تستنزف طاقة هذه الجسيمات ومن الأنواع المستخدمة لهذه الغاية كواشف الحاجز السطحي والتي تعمل باستخدام نوع n وحفرها بواسطة مادة اسيدية ثم العمل على أكسدة هذه المنطقة المحفورة وتكون طبقة من (SiO_2) ومن ثم يتم تعريضها لبخار الذهب لتكوين طبقة رقيقة من الذهب لغايات التوصيل الكهربائي الجيد بحيث تعمـل طبقـة الأكسيد كنوع p في الملتقى. وهذه الطبقة الرقيقة تسمح بمرور جسيمات ألفا والانوية الثقيلة وجسيمات بيتا دون أن تتعرض لفقدان جزء كبير من طاقتها في عبور الحاجز.



الشكل (13): عملية زراعة المادة الشائبة ومستويات الطاقة في أشباه الموصلات.

و في حال استخدام كواشف الجرمانيوم على درجات الحرارة المرتفعة أو حتى العادية ، فإنا غير فعالة وذلـك كون التيار العكسي في الجرمانيوم ذو قيمة كبيرة يقارب قيمة التيار المنتج نتيجة سقوط الإشعاع علية على درجـة الحرارة العادية لذا يجب استخدامها على درجات حرارة منخفضة (درجة حرارة النيتروجين السائل) لتخفيض قيمة التيار العكسي. ويستخدم كاشف الليثيوم جرمانيوم الذي تبلغ المنطقة الحساسة فيه اكثر من 20 مليمتـر والـذي يعمل بغرس ذرات الليثيوم في البلورة لزيادة مقاومة المادة شبه الموصلة ، حيث أن غرس ذرات الليثيوم يـؤدي الى تقليل عدد الفجوات الكثيرة وبذلك يصبح التوصيل فيها قريب من توصيل المادة النقية ، وبالتالي يزيد عرض الملتقي مما يؤدي الى رفع كفاءة الكاشف في قياس أشعة جاما. أما ألان فان الأكثر استخداما هو كاشف الجرمانيوم عـالي

النقاوة وهو كاشف من نوع p موصول مع طبقة رقيقة من نوع n التي تسمح بمرور الجسيمات والأشعة منخفضة الطاقة وهذا الكاشف كما غيرة من كواشف الجرمانيوم يجب استخدامه على درجات حرارة منخفضة جدا .

وبالعموم فان الكواشف من المواد شبه الموصلة تمتاز بقدرة تحليلية عالية قد تصل في كواشف الجرمانيوم ليثيوم لحوالي 1.8 كيلو إلكترون فولت لطاقة الكوبالت وكذلك كواشف السيليكون لغايات قياس الجسيمات المشحونة تكون قدرتها التحليلية افضل من الكواشف الغازية ويعود ذلك لغزارة إنتاجها من أزواج الإلكترونات والفجوات لما يقلل الخطأ الإحصائي. كما تمتاز بوجود علاقة خطية بين طاقة الجسيم وحجم النبضة بالإضافة الى قصر الزمن لها لما يمكنها من التحليل بمعدل عالي للجسيمات يصل الى 10 مليون حدث بالثانية. كما انه من الممكن تغير عرض المنطقة الحساسة بتغير الجهد العكسي الموصل على الكاشف. وتمتاز هذه الكواشف بإمكانية فصل الأنواع المختلفة للجسيمات عن بعضها بالإضافة الى القدرة على تميزها والتعرف على هذه الجسيمات ويتم ذلك من خلال وضع كاشفين أحدهما بسمك قليل في البداية والأخر بسمك اكبر فعند مرور الجسيم فتكون النبضة الكهربائية من الكاشف الأول تتناسب مع قدرة التوقف للجسيم $(dE/dx)-$ أما في الكاشف الثاني فان النبضة تتناسب مع طاقة الحركة للجسيم E وتكون النبضة من الكاشف الأول والثاني تتناسب مع حاصل ضربهما كما مبين في المعادلة التالية:

$$E \times (-\frac{dE}{dx}) = kz^2 M$$

$$E = \frac{1}{2} Mv^2 \quad , k = cons.$$

ويمكننا أيجاد قيمة (Mz^2) من القياس والتي تميز الجسيم.

كما تتميز هذه الكواشف بصغر حجمها وسهولة التعامل معها. أما عيوبها فهي عدم كفاءتها في قياس والكشف عن الجسيمات ذات المدى الطويل وعند الطاقات العالية كذلك بالإضافة الى تأثر مادة الكاشف من كثرة الاستخدام ، وذلك لحدوث تغيرات وتلف في المادة نتيجة التعرض للإشعاع وكذلك تأثر دقة القياس باتجاه وضع الكاشف مع اتجاه الإشعاع وذلك بسبب التأثير النفقي حيث يتم مرور الجسيم بموازاة التركيب الشبكي دون حدوث تفاعل كما أن هذه الكواشف تحتاج لظروف خاصة للقياس كالتبريد بالإضافة الى تأثر زمن النبضة بحجم الكاشف لما يحد من استخدام كواشف بأحجام كبيرة.

كاشف تشيرنكوف:

عند مرور جسيم مشحون بسرعة عالية من خلال وسط مادي شفاف له معامل انكسار n اكبر من واحد فانه يصاحبه انبعاث ضوء نتيجة استقطاب ذرات المادة على طول مساره عندما تكون سرعة الجسيم أعلى في الوسط من سرعة الضوء في الوسط نفسه ومن خلال قياس كمية الضوء هذه وتحويلها الى نبضة كهربائية يمكننا من خلالها معرفة طاقة الجسيم. ولكي تحدث هذه الظاهرة يجب أن تكون سرعة الجسيم اكبر من سرعة الضوء في المادة حسب المعادلة التالية:

$$\beta n > 1$$

$$\beta = \frac{v}{c}$$

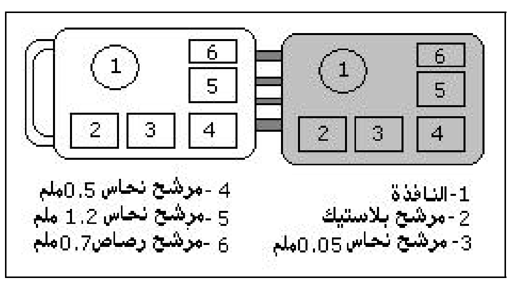
ويستعمل كاشف تشيرنكوف للكشف عن طاقة الجسيمات العالية ونواتج التفاعلات النووية.

أفلام الأشعة:

تستخدم أفلام الأشعة لتسجيل الإشعاع وهي مستخدمة بشكل رئيسي وواسع في التصوير الإشعاعي ويتم عمل فلم الأشعة من خلال إضافة طبقة من مستحلب مكون من هاليدات الفضة (بروميد الفضة) معلقه بالجلاتين على فلم من البلاستيك أو الزجاج وعند تعرض المستحلب للإشعاع فان تأثيره يكون مشابه لتأثير الأشعة المرئية حيث يتفاعل الإشعاع مع الإلكترونات الموجودة بذرة الفضة مؤديا الى تحسسها وعند معالجة الفلم يبقى مكان حدوث التفاعل باللون الأسود بشكل دائم على الفلم ، وتكون شدة اسوداد اللون معتمدة على كمية الأشعة التي تعرض لها الفلم وتدعى بالكثافة الضوئية OD والتي تعرف على إنها قدرة الفلم بعد تحميضه ونتيجة الاسوداد المتكون علية على توهين وامتصاص حزمة ضوئية مقدارها I_0 الى قيمة I بعد مرورها من خلال الفلم حسب المعادلة التالية:

$$OD = \log(\frac{I_0}{I})$$

هناك علاقة مميزة بين الجرعة والكثافة الضوئية وفي حال تمثيل هذه العلاقة بيانيا نشاهد علاقة خطية في منطقة معينة على الرسم بينهما تصل الى حالة من التشبع بعد ذلك ويدعى هذا بالمنحنى المميز والذي يتخذ شكل الحرف S باللغة الإنجليزية وقد يدعى بعلاقة S في كثير من الأحيان. هذه العلاقة الخطية أعطت مكانة مميزة لاستخدام الأفلام كمقياس لمقدار الجرعة الإشعاعية هذا بالإضافة الى قلة تكلفتها. وتستخدم هذه الأفلام في التطبيقات الطبية والبحثية والصناعية ككواشف إشعاعية و لغايات الوقاية الإشعاعية كسجل للتعرض الإشعاعي الشخصي ورصده فيما يسمى بالشارة الفيلمية. وهذه تتميز بأنها يمكن الاحتفاظ بها كسجل دائم ويمكن معرفة مصدر ونوع الإشعاع ورغم وجود بعض المساوئ في هذه الأفلام في عمليات الرصد الإشعاعي بالإضافة الى تأثرها بدرجة الرطوبة والحرارة وضبابية الفلم إذا لم يستخدم ضمن زمن محدد وهو وجود اعتماد ملحوظ جدا بالنسبة لاعتمادها على طاقة الإشعاع وخاصة تحت طاقة 200 كيلو إلكترون فولت مما يعطيها مجال محدود للقياس ضمن هذه الطاقة ولكن في حالة إضافة بعض المرشحات من مواد مختلفة مثل الألمنيوم والنحاس والرصاص والبلاستيك في حافظة الفلم وعلى شكل نوافذ بسماكات مختلفة كما هو موضح بالشكل (14) يمكن التغلب على هذه العقبة وزيادة حساسية الفلم لطاقات مختلفة للإشعاع.



الشكل (14): فلم الشارة الفيلمية المستخدم للرصد الإشعاعي الشخصي.

ويتم معرفة الجرعة الإشعاعية من عملية مقارنة الكثافة الضوئية للفلم مع الكثافة الضوئية لفلم معياري تم تعريضه لجرعة إشعاعية معلومة يتم أيجاد العلاقة بين الجرعة والكثافة الضوئية على الفلم وبناء على هذه العلاقة يتم

إيجاد الجرعة التي تعرض لها الفلم من خلال قياس مقدار الكثافة الضوئية. وتستعمل الأفلام أيضا في قياس الجرعات التي تعطى للمرضى في عملية العلاج بالإشعاع وذلك باستخدام نوع خاص من الأفلام يدعى بـالفلم الإشـعاعي الكرومي *(radiochromic)* والذي يتكون بالعادة من طبقتين من المادة الحساسة مغطى بطبقـة مـن مـادة البلوستر الشفاف ويكون هذا البلوستر شفاف فقط للأشعة فوق البنفسجية والإشعاع ويحدث التغير اللوني والـذي يكون باللون الأزرق على الفلم عند تعريضه للإشعاع مباشرة بدون أي إجراءات أخرى مثل التحميض وخلافـة نتيجة عملية البلمرة في المواد الصلبة ويكون هذا النوع من الأفلام ثابت وفعال لقياس الجرعـات مـن 3- 100 جري مع إمكانية عمل خريطة لتوزيع الجرعة الإشعاعية لحقل المعالجة الإشعاعية من 50 لغاية 250 جري (وحدة الجري ستعرف في فصول لاحقه) وهذا الأمر مهم من ناحية وقاية المريض ومعرفة مقدار الجرعات الإشعاعية الـتي يمكن أن تصل للأنسجة السليمة في المريض.

الكواشف الوميضية الحرارية *TLD*:

تستخدم الكواشف الوميضة الحرارية للكشف عن الإشعاع وكسجل للتعرض الإشعاعي وهي مواد وميضـية غير عضوية والاختلاف بينها وبين المواد الوميضية الأخرى بان الثانية يحدث لها انبعاث مباشـر لنطلـق الضـوء الوميضي بعد عملية تهيج الإلكترون وعودته الى المستوى الأرضي بينما هذه المواد توفر تركيز عالي مـن المصـائد الإلكترونية في المنطقة المحرمة حيث إن كافة الإلكترونات التي تكتسب طاقة وتحاول بلوغ نطـاق التوصـيل يـتم اقتناصها من قبل هذه المصائد وتحتجز هناك ، وعندما يكون فرق الطاقة بين مركز هذه المصائد ونطاق التوصـيل كبير بما فيه الكفاية ، فان هناك احتمالية ضئيلة جدا بان أحد هذه الإلكترونات سيرتفع الى نطاق التوصـيل علـى درجة حرارة الغرفة وكذلك بالنسبة الى الفجوات المتكونة نتيجة انتقال الإلكترونات منها فأنها تحاول الانتقـال الى خلال البلورة ليتم اقتناصها في مصائد الفجوات للمادة الشائبة فوق نطاق التكافؤ في المنطقة المحرمة وفي حالـة أن كان فرق الطاقة كبير نوعا ما بين مستوى التكافؤ والمصائد للمادة الشائبة فان هذه الفجوات ستبقى في مكانها.

وبعد عملية التعرض للإشعاع ووضع هذه البلورات وتعريضها لمصدر حراري وتسخينها فان الإلكترونـات ستأخذ طاقة كافية من عملية التسخين الحراري لتتهيج مرة أخرى وترتفع الى نطاق التوصيل وعلى فرض بان الطاقة الحرارية كانت اقل من اللازم لتحرير الفجوات من مواقعها فان الإلكترون سيسقط الى اقرب فجوة في أحد المصائد في المنطقة المحرمة وتحدث عودة لهذا الإلكترون الى الفجوة المتاحة ويطلق خلالها فوتون ضوئي. أمـا في حالـة أن كانت الطاقة الحرارية كافية لتحرير الفجوات من أماكنها فأنها سترتفع الى منطقة مصـائد الفجـوات وسـتعود الإلكترونات إليها مطلقة فوتون ضوئي وتكون الحرارة اللازمة بحدود 300 درجة مئوية. وبناء على هذه الخاصـية أصبحت هذه المقاييس الإشعاعية شائعة الاستعمال كمخزن للجرعة الإشعاعية فيمكن تعريضها الى الإشعاع سواء بشكل متصل أو متقطع وتخزن هذه الطاقة فيها لحين طلبها لذا فأنها من اكثر المقاييس الإشعاعية شيوعا في الوقايـة الإشعاعية لغايات قياس التعرض الإشعاعي الشخصي للعاملين في مجال الأشعة وكذلك قياس جرعـات المرضـى المعالجين بالإشعاع أو للأغراض التشخيصية وتستعمل أيضا لغايات رصد الإشعاع البيئي وقياس الجرعات الإشعاعية الناتجة عنة.

من المواد الوميضية الحرارية مادة الليثيوم فلوريد (LiF) المعالجة بمادة $(CaSO_4 : Mn)$ كمـادة شـائبة وتكون المصائد فيها عالية جدا بالنسبة للجرعة وتكون حساسة حتى للجرعات الإشـعاعية الصـغيرة بحـدود 2 ميكروجري وكذلك توجد مادة الكالسيوم فلوريد (CaF_2) المعالجة بالمغنيسيوم (Mn) . ويمكن استخدام هذه

المقاييس لقياس الجرعة الناتجة عن النيترونات البطيئة نظرا لوجود الليثيوم وخاصة إذا كـان (^6Li) مـن خـلال التفاعل النووي (n,α) وتسمى المقاييس في هذه الحالة البيدو *Albedo* المشتقه من الكلمة الإغريقيـة وتعـني الانعكاس عندما تستخدم كمقاييس جرعة شخصية ويتم ذلك من خلال قياس نسبة النتيرونات المرتدة من الجسيم بسب اصطدامها بذرات الهيدروجين في جسم الإنسان.

طريقة استخدام هذه الكواشف يتم عن طريقة تعريض هذه المقاييس لجرعة إشعاعية معلومة ومقادير متنوعة ثم يتم قراءة مقدار الضوء الصادر عن هذه المقاييس عند كل جرعة ثم يتم عمل علاقة بيانية بين الجرعـة الإشـعاعية المعلومة ومقدار كمية الضوء الناتج عن كل جرعة ومن خلال هذه العلاقة يتم معرفة مقدار التعـرض الإشـعاعي وتدعى هذه العملية بالمعايرة. ويتم قراءة هذه المقاييس بوضعها في فرن حراري لدرجة حرارة تصل الى 300 درجة مئوية حيث تقوم بإطلاق الضوء حسب مقدار التعرض وبعد قراءتها يعاد استخدامها مرة أخرى ويفضل دائما بعد كل استخدام عمل تلدين للبلورة والتلدين *Annealing* لأكثر الأنواع شيوعا هو وضعها في فرن حراري لدرجة حرارة تصل الى 400 درجة مئوية (وقد تعتمد طريقة التلدين على نوع البلورة المستخدمة) لمـدة زمنيـة معينـة للتخلص من احتمالية بقاء المصائد مشغولة من قبل التفاعلات السابقة وبالتالي التخلص من أثار الجرعة السابقة نهائيا ثم تبريدها ضمن تدرج حراري معين حتى لا يتسبب بعملية تجميد للمصائد الإلكترونية والفجوات مما يفقد البلورة جزء من حساسيتها. واستخدام هذه البلورات لغايات الرصد الإشعاعي الشخصي يتم بوضعها في حافظة كمـا في الشارة الفيلمية تعلق على العامل ، ويمكن وجود عدد من المرشحات على نوافذ الحافظة للتمييز بين أنواع الإشعاع المختلفة.

بلورات *TLD* المستخدمة ككواشف إشعاعية تعتمد اعتمادا ملحوظا على طاقة الإشعاع الفوتـوني لمـدى الطاقة من 0.1 - 1.2 مليون إلكترون فولت وبعد هذه الطاقة تظهر ثباتا مع الطاقة ويعود هذا حسـب نـوع التفاعل الأولي الذي يحدث مثل التأثير الكهروضوئي وتشتت كمبتون والانتاج الثنائي مما يستدعي إجراء المعايرة لها على طيف واسع من الطاقات المختلفة ولجرعات متنوعة لكل طاقة ، ولا تتطلب بالضـرورة هـذا الأمـر عنـد استخدامها لقياس الجرعات الناتجة عن الطاقات العالية التي تزيد عن هذه القيمة. واستجابة هذه المقـاييس لأشـعة جاما والأشعة السينية والإلكترونات والبروتونات تمتد على مدى جرعة من 0.1 ملي جري ولغاية 1000 جـري كما أنها تتميز بميزة مهمة بأنها تعتبر تقريبا مكافئة للنسيج الحي حيث أن العدد الذري الفعال لبلورة (LiF) يبلـغ 8.1 بينما يبلغ العددي الذري الفعال للنسيج الحي حوالي 7.4.

كواشف الأثر الإشعاعي:

عندما تتفاعل الجسيمات الثقيلة مع بعض المواد العضوية والزجاج أو البلاستيك فإنها تترك اثر نتيجة الخـراب الذي تسببت به للترتيب البلوري في هذه المواد على طول مسارات الجسيمات. وعند حدوث هذا التأثير فان هذه المواد المبلمرة ونتيجة تكسير الروابط الكيميائية في البلورات فإنها تصبح ذات قابلية عالية للتفاعل الكيميائي مع مواد أخرى لا تتفاعل معها أصلا مثل الأحماض وعند إضافة أحماض معينة لهذه المواد فان الجزء المتضرر منـها يتفاعـل معها مسببا بذلك ترك اثر محفور في المادة ويكون هذا الأثر مرئيا بواسطة المجهر من خلال مقدار هذا الأثر يمكننـا معرفة مقدار وكمية الإشعاع.

هذه الكواشف مهمة جدا لغايات الوقاية الإشعاعية حيث تعتبر من إحدى الطرق المهمة في الكشـف عـن وقياس النيترونات وبما أن النيترونات جسيمات غير مشحونة فان النيترونات أساسا لا تقوم بعمل هذا الإثر وإنمـا

يتم ذلك من خلال الجسيمات الثانوية المشحونة التي تنتجها خلال التفاعل وتكون كثافة هذا الإثر متناسـبة مـع مقدار التدفق النيتروني.

الكواشف النيترونية:

يتم قياس النيترونات من خلال نواتج التفاعل الأولي للنيترونات مع المادة ولهذه الغاية فأنه يمكـن اسـتخدام العديد من الطرق للكشف عن النيترونات وسوف نتحدث بتفاصيل أكثر في فصل أخر عن طريقة الكشـف عـن النيترونات السريعة والمتوسطة الطاقة باستخدام الكواشف الغازية. ومن الطرق الأخرى المستخدمة لقياس النيترونات استخدام كواشف المواد الانشطارية وذلك باستخدام مادة انشطارية مثل اليورانيوم على شكل طبقة رقيقـة ويـتم قياس نواتج هذا الانشطار ومعرفة مقدار الجرعة الناتج عن النيترونات. كما يمكن أيضا استخدام بعض المواد القابلة للتنشيط الإشعاعي بواسطة النيترونات من خلال التفاعل (n,γ) ومن المواد المستخدمة لهـذه الغايـة الانـديوم والذهب والمنغنيز والصوديوم. ومن خلال زمن التعرض ومقدار أشعة جاما الناتجة والمقطع العرضي للمادة المنشـطة بعد اخذ النواتج الأخرى مثل جسيمات بيتا على سبيل المثال بعين الاعتبار يمكننا معرفة مقدار التـدفق النيتـروني وطاقة النيترونات.

عملية قياس مقدار التعرض الشخصي الناتج عن النيترونات يمكن من خلال استخدام كواشف الأثر النيتروني والذي يتم من خلال الأثر الذي يتركه الجسيم المشحون نتيجة تفاعل النيترونات مع مادة الكاشف. فعند استخدام مقياس التعرض الشخصي فان البروتون الناتج من عملية التفاعل الأولي بالتصادم مع النيترونات فأنه يتـرك مـادة المستحلب على الفلم تاركا اثر معين على الفلم ولكن من عيوب هذه العملية هو عدم قدرة البروتون على ترك هذا الأثر أو اثر يمكن تمييزه عندما تكون طاقته اقل من 0.5 مليون إلكترون فولت.

ولكن هذا العيب في القياس الشخصي يمكن تداركه باستخدام المقاييس الوميضية الحرارية *TLD* الحساسة للنيترونات والاستفادة من خاصية أن معظم جسم الإنسان مكون من الماء الذي يحتوى على الهيـدروجين فعنـد تعرض الجسم للنيترونات فان جزء من هذه النيترونات سترتد عن الجسم بسب التصادم مع الهيدروجين وتتشـتت للخلف بطاقة اقل تصل الى طاقة النيترونات الحرارية وتقفل عائدة الى المادة الوميضية الحرارية في مقياس التعرض ليتم اقتناصها في هذه المادة نظرا لوجود عنصر الليثيوم محدثة تفاعلا نوويا حيث أن نواتج هذا التفاعل النـووي يمكـن رصدها من قبل المادة الوميضية ويطلق على هذه النوع من القياس كلمة البيدو *Albedo* والتي تعني الانعكاس.

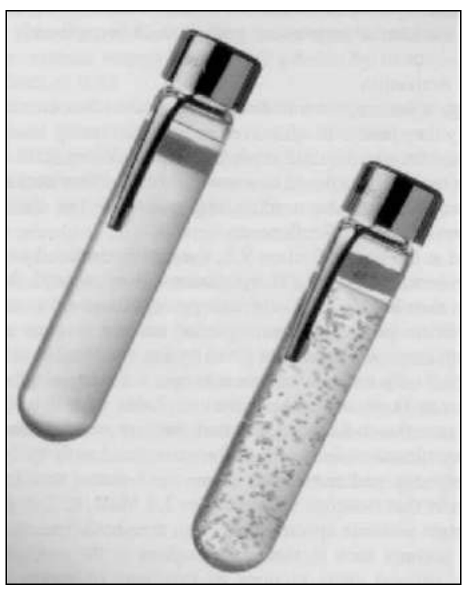
والقياس بطريقة البيدو هذه فعال جدا في قياس النيترونات من طاقة 2 إلكترون فولت ولغاية 0.5 مليـون إلكترون فولت وفي حال استخدام هذه المقاييس بجانب الفلم فأنه باستطاعتنا قياس طيـف واسـع مـن طاقـة النيترونات. وبما أن معظم التفاعلات للنيترونات تكون مترافقة مع أشعة جاما ، وكون المواد الوميضية الحرارية أيضا حساسة لأشعة جاما فأنه يمكن قياس أشعة جاما بشكل منفصل وطرحها من قيمة الجرعة المشتركة لنحصل علـى مقدار التعرض الناتج عن النيترونات. وقياس النيترونات يكون معتمد اعتماد كبيرا على مقدار الطاقة وقد تصل قيمة الاعتماد هذا الى معدل 15 مرة في مدى طاقة يبلغ 0.1 مليون إلكترون فولت لغاية 1.7 مليون إلكترون فولـت وهذا الأمر يجب أن يأخذ بعين الاعتبار عند عملية المعايرة باختيار المصدر النيتروني لعملية المعايرة ضـمن الطاقـة المناسبة والقريبة من طاقة النيترونات المتوقع قياسها.

الكواشف الأخرى:

يوجد العديد من الكواشف الإشعاعية الأخرى المستخدمة لغايات الوقاية الإشعاعية والكشف الإشعاعي فمنها ما يستخدم للكشف عن الإشعاعات ومنها ما يستخدم لرصد الجرعات الإشعاعية الشخصية للعاملين ولرصد الإشعاع في مناطق العمل الإشعاعي مثل الكواشف الفقاعية كما هو مبين في الشكل (15) وهي عبارة عن كواشف من مواد مبلمرة مرنة أو المواد الهلامية وعند تفاعل الجسيمات المشحونة معها فإنها تسبب انتقال طاقة عالية لها تؤدي هذه الطاقة الى تبخرها مما يؤدي الى تكون فقاعات في المادة يمكن مشاهدتها وإحصائها باستخدام بعض الطرق البصرية ويتناسب عدد هذه الفقاعات مع مقدار الجرعة الناتجة عن الجسيمات ، وفي حالة قياس النيترونات فأنه يمكن معرفة الجرعة بغض النظر عن قيمة أشعة جاما المترافقة مع التفاعل حيث لا يوجد لها تأثير في المادة وكذلك كواشف الاثر الاشعاعي حيث يتم قياس الجرعة من خلال الاثر الذي تتركة الجسيمات على المادة الكاشفة غلى شكل مسارات للجسيمات كما هو مبين في الشكل (16).

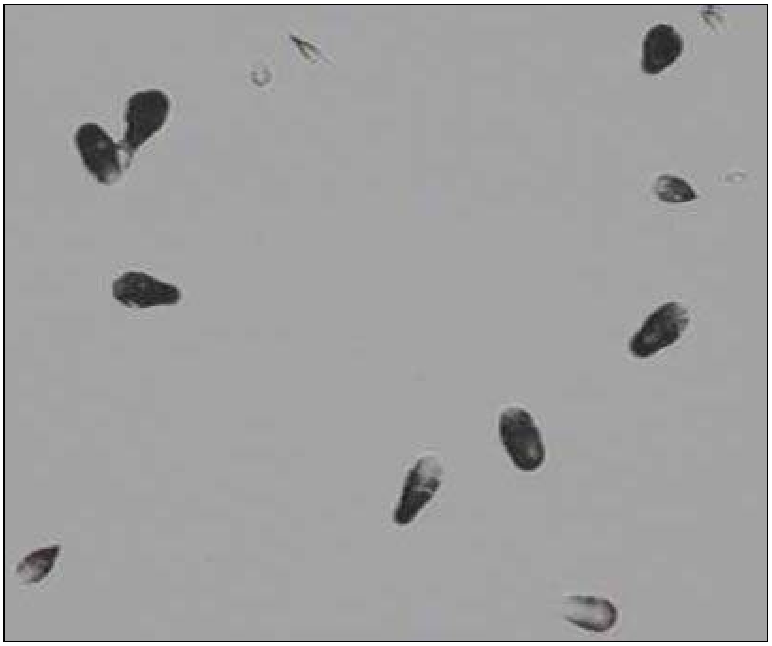
كما يستخدم أيضا مقاييس الجرعة الإشعاعية الجيبية كما هو مبين في الشكل (17) وطريقة عملها كطريقة عمل الكاشف الكهربائي حيث يتم شحن شريحتين متلاصقتين بشحنة كهربائية موجبة مما يؤدي الى تنافر وابتعاد الشريحتين عن بعضهما مسافة معينة وعند التعرض للإشعاع فان الإلكترونات الناتجة عن تفاعل الإشعاع ستؤدي الى تخفيض الشحنة على الشريحتين مما يؤدي الى إعادة اقترابهما من بعضهما لغاية نضوب الشحنة الموجبة على الشريحتين والمسافة بين الشريحتين تتناسب مع مقدار الجرعة الإشعاعية وبمراقبة وقياس هذه المسافة يمكننا معرفة مقدار الجرعة التي تم التعرض لها وتستخدم هذه المقاييس لمعرفة الجرعة الإشعاعية مباشرة عند الدخول الى المناطق عالية الإشعاع.

لقد تطورت المقاييس الإشعاعية للجرعة الشخصية الجيبية تطورا مهما في الفترة الأخيرة حيث أصبحت بعض المقاييس للجرعات الشخصية من أشباه الموصلات والتي تعطي قراءة فورية عوضا عن الوضحات والأفلام.

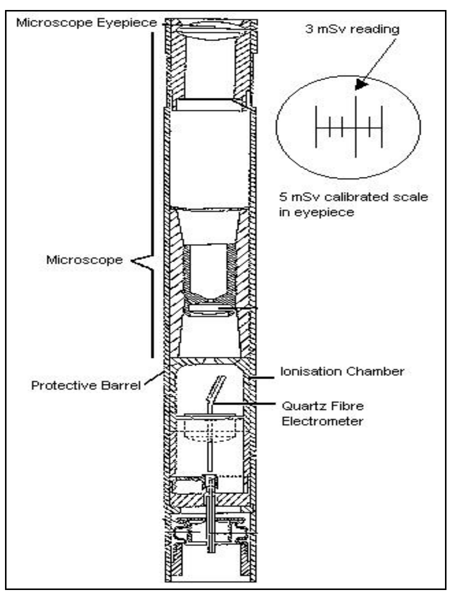


الشكل (15): الكواشف الإشعاعية الفقاعية

وبالإضافة الى ما تم ذكره هناك بعض المواد عند تعرضها الى الإشعاع فانه يتسبب بتغيرات لونية على هذه المواد ومن خلال مقدار التغير في اللون يمكننا معرفة الجرعة ويوجد بعض الألياف البصرية عند تعرضها للإشعاع فان تغيرا ملحوظا يطرأ على مقدار قابليتها لنقل الضوء أو تمريرة وبقياس مقدار هذا الاختلاف يمكننا معرفة مقدار الجرعة.



الشكل (16): كاشف الأثر الاشعاعي.



الشكل (17): مقياس الجرعة الجيبي (القلمي)

قياسات النشاطية الإشعاعية:

قياس النشاطية الإشعاعية مهمة في عملية الوقاية الإشعاعية لمعرفة ومعالجة حالات التلوث الإشعاعي وحالات الأخذ الإشعاعي من قبل الجسم وبالغالب يكون من الأهمية معرفة النشاطية الإشعاعية الناتجة عن كل نوع على حدة

بسبب الاختلاف في التأثير الحيوي لهذه النظائر المشعة. ويتم قياس النشاطية الإشعاعية من خلال قياس معدل ناتج النبضات من الكاشف الإشعاعي N وبالتالي يتم معالجة النشاطية الإشعاعية A من خلال مقدار معامل المعايرة k التي معرفته تجريبيا. ولحساب معامل المعايرة هذا يجب معرفة طبيعة عدد من العوامل المؤثرة على النبضة المقاسه لكل انبعاث نووي. وعموما فان قياس النشاطية الإشعاعية يتم باستخدام طريقة المطابقة وهذه الطريقة تتم على فرض أن عدد من الجسيمات أو الفوتونات تنبعث خلال الانحلال الإشعاعي، وفي حالة أن تم وضع هذه المادة المشعة في أداة قياس مكونة من كاشفين للإشعاع وكل واحد منهما مخصص لقياس نوع واحد من الإشعاع وعلى سبيل المثال أشعة جاما ويكون القياس N_γ وجسيمات بيتا ويكون القياس N_β فان العلاقة الحقيقية بين هذه القياسات والقياس الكلي لمجموعهم $N_{\beta\gamma}$ والنشاطية الإشعاعية للمصدر A باستخدام معامل المعايرة k_β, k_γ يمكن معرفته من خلال المعادلات التالية:

$$N_\beta = \frac{A}{k_\beta}$$

$$N_\gamma = \frac{A}{k_\beta}$$

والقياس الكلي لمجموعهم:

$$N_{\beta\gamma} = \frac{A}{k_\beta \times k_\gamma}$$

$$A = \frac{N_\beta \times N_\gamma}{N_{\beta\gamma}}$$

معايرة أجهزة القياس الإشعاعي:

تحتاج أجهزة القياس الإشعاعي الى عملية معايرة وتفقد لحساسيتها ومدى الاستجابة ومعدلها ومقدار ثباتها في الظروف المتغيرة بين فترة وأخرى وهذه الفترة تعتمد على طبيعة الاستخدام والغاية والمجال المستخدم فيه أجهزة القياس فبعض الأجهزة تحتاج الى هذه العملية سنويا أو اقل أو خلال كل سنتين.

المعايرة تعني أن يتم ضبط جهاز القياس بتعريضه لمجال إشعاعي معروف ليتم من خلال هذه العملية ضبط قراءة الجهاز مع مقدار التعرض الإشعاعي الحقيقي وهذا يتم من خلال المعايرة باستخدام مصدر إشعاعي معياري أو جهاز قياس معياري تتم عملية المقارنة بالنسبة اليه وفي العادة في مختبرات معتمدة لهذه الغاية وتسمى المختبرات الثانوية وهذه الأجهزة المعيارية في المختبرات الثانوية تتم معايرتها في مختبرات أولية باستخدام تقنيات عديدة منها إضافة عدد من السماكات المختلفة ثم إيجاد القياس عند قيمة السمك صفر بالنسبة للطاقة أو باستخدام تمثيل حسابات المونتي كارلو.

تتم المعايرة لأجهزة القياس الإشعاعي المستخدمة في الكشف عن أشعة جاما باستخدام مصادر مشعة لجاما مثل الكوبالت والسيزيوم ويستخدم بشكل واسع مصدر من الراديوم في حالة اتزان تام مع النواة الوليدة محاط بغلاف من البلوتونيوم – ايريدوم وتكون أشعة جاما من هذا المصدر ذات طيف واسع من الطاقات المتنوعة بمتوسط يبلغ 0.7 مليون إلكترون فولت ويتم معايرة الأجهزة من معرفة الجرعة الإشعاعية من هذه المصادر على بعد معين ومن ثم يتم

مقارنته مع القراءة للجهاز على مسافات متنوعة أو أن يتم المقارنة مع قراءات جهاز قياس معياري على نفس النقاط التي تم اخذ القراءات عليها.

وفي العادة لا يتم معايرة الأجهزة على الجرعة الناتجة عن جسيمات بيتا كونا معتمدة على الطاقة بشدة وعندما تتم المعايرة فأنه يتم استخدام مصدر رقيق (5ملم) من اليورانيوم. كما يستعمل لغايات معايرة الأجهـزة لقيـاس جسيمات ألفا ويكون هذا القياس بالعادة معدل العد من المصدر وتتم المعايرة باستخدام قرص يحتوي علـى مـادة مشعة لجسيمات الفا مثل اليورانيوم 235 والبلوتونيوم 239 والاميريشيوم 241. أما بالنسبة لمعايرة أجهزة قياس النيترونات يتم باستخدام مصادر نيترونية مثل $(Po-Be, Ra-Be, Pu-Be)$ للنيترونات السـريعة والـتي يكون معروف مقدار إنتاجها من النيترونات وهذا التدفق من النيترونات يتغير مع البعد عن المصدر وضمن طيـف طاقة معين وبالتالي يمكن معرفة الجرعة الناتجة على مسافات معينة بعد استخدام معامل النوعية المناسب حسب طيف الطاقة.

الفصل الخامس

القياسات الإشعاعية والوحدات

(الراعية الإشعاعية)

الراعية الإشعاعية هو أحد فروع العلوم النووية المتخصصه في تقدير وتكميم القياسات المتعلقة بالإشعاع وما ينتج عنة من تأثيرات بيولوجية وكيميائية وتغيرات في المادة نتيجة كمية الإشعاع التي تعرض لها وحيث تعتبر هذه القياسات هي الغاية الرئيسية لهذا الفرع من العلوم النووية.

عندما يتفاعل الإشعاع مع المادة فانه ينتج عن هذا التفاعل تأين وتهيج لذرات المادة وبالتالي تكون الإلكترونات الثانوية والتي بدورها قد تنتج الإلكترونات أخرى نتيجة تفاعلها مع المادة وفي النتيجة فان هذه الإلكترونات المنتجة تؤدي الى حدوث التغيرات الكيمائية والبيولوجية في المادة التي تعرضت للإشعاع من خلال عملية انتقال الطاقة من الإشعاع الرئيسي وامتصاصها بالمادة. لذا كان لابد من أيجاد الوسيلة المناسبة لتكميم وتقدير كمية هذه الطاقة المترسبة بالمادة وما ينتج عنها من تغيرات.

كميات الإشعاع و وحداتها:

التعرض الإشعاعي (*Exposure*) :

يعرف التعرض بأنة مقدار التأين الناتج عن أشعة جاما أو أشعة اكس في الهواء ويقاس بوحدة الرنتجن R التي أدخلت كوحدة من وحدات قياس الإشعاع من قبل المؤتمر العام للإشعاع في العام 1928 في ستوكهولم وهو نفسه المؤتمر الذي تقرر فيه إنشاء اللجنة الدولية للوقاية الإشعاعية *ICRP* حيث عرف هذا التعريف في البداية على أساس الكمية اللازمة من أشعة جاما أو أشعة اكس لإنتاج شحنة كهربائية مقدارها واحد أيسو $3.336\times10^{-10}\,C$ ناتجة عن تأين الذرات في وزن من الهواء مقداره 0.001293 غم وحيث هذا الوزن يحتل حجم مقداره واحد سم مكعب من الهواء على الظروف المعيارية ثم بعد ذلك تم تعريف التعرض من قبل اللجنة الدولية للوقاية الإشعاعية على أساس انه مقدار الشحنة الناتجة عن تأين الذرات نتيجة تعرضها لأشعة جاما أو أشعة اكس في وحدة الوزن ويمكن التعبير عنها رياضيا كما يلي:

$$R=\frac{\Delta Q}{\Delta m}$$

حيث Q مقدار الشحنات الناتجة عن التأين في وزن من المادة مقداره m من الفوتونات الممتصة كليا في هذا الوزن وبالتالي فان واحد رنتجن تساوي:

$$1R=2.58\times10^{-4}\,C/kg$$

التعرض الإشعاعي ووحدات التعرض الإشعاعي يمكن تطبيقها فقط على فوتونات الإشعاع الكهرومغناطيسي وفي الهواء.

لو فرضنا بان لدينا حجم من الهواء مقداره واحد سم مكعب على الظروف المعيارية وتم تعريض هذا الحجم للإشعاع وعلى فرض انه تم امتصاص كامل الكمية من الإشعاع ليتكون عندنا شحنة كهربائية مقدارها واحد أيسو فان كمية التعرض تساوي:

$$\frac{\Delta Q}{\Delta m}=\frac{3.34\times10^{-10}\,C}{0.001293g/cm^{3}\times1cm^{3}\times10^{-3}kg/g}=2.58\times10^{-4}\,c/kg=1R$$

من المعروف لدينا بان كمية الطاقة اللازمة لتـأين ذرة مـن ذرات المـادة وتكـوين زوج مـن الأيونـات w تساوي $34eV$ في الهواء فان مقدار واحد رنتجن من التعرض سينتج عندنا العدد التالي من هذه الأزواج الأيونيـة التي تحمل شحنة مقدارها شحنة الإلكترون:

$$R=\frac{2.58\times10^{-4}\,C}{kg}\times\frac{1}{1.6\times10^{-19}\,C/ip}=1.61\times10^{15}\,ip/kg$$

وبما أن إنتاج زوج واحد من الأيونات سيحتاج الى طاقه مقدارها 34 إلكترون فولت فان إنتاج واحد رنـتجن سيحتاج الى طاقة تمتص كليا في وحدة الوزن تساوي :

$$R=1.61\times10^{15}\,ip/kg\times34ev/ip\times1.6\times10^{-12}\,\frac{erg}{ev}=8.76\times10^{4}\,\frac{erg}{kg}=87.6\frac{erg}{g}$$

وهذا يعني بان الطاقة الممتصة في الهواء نتيجة تعرضها الى واحد رنتجن تساوي 87.6 أرج لكل واحد غرام مـن الهواء.

الجرعة الممتصة *(Absorbed dose)*:

حيث أن تعريف مقدار التعرض الإشعاعي يشمل فقط أشعة جاما وأشعة اكس في الهواء فلا بـد في هـذه الحالة من أيجاد مفهوم اكبر ليشمل الأنواع الأخرى من الإشعاع والمواد الأخرى وبالخصوص الأنسجة الحية. فقـد وجد من الحسابات بان تعرض مقداره واحد رنتجن يؤدي الى امتصاص طاقة مقدارها 85 أرج لكل غـم مـن النسيج الحي وقد استعمل لهذه الكمية وحدة تدعى وحدة الريب (rep) وهي تعنى المكافئة الفيزيائية للرنتجن وقد استخدمت هذه الوحدة بالبدايات في مجال الوقاية الإشعاعية ولم تعد تستخدم هذه الوحدة ألان حيـث تم إيجـاد تعريف جديد يشمل جميع أنواع الأشعة وهو ما يدعى بالجرعة الممتصة وتعرف الجرعة الممتصة بأنها مقدار الطاقـة الممتصة بالجول في وحدة الوزن من المادة بالكيلو غرام وتقاس بوحدة الجري حيث أن:

$$D=\frac{E}{m}=\frac{J}{kg}$$

حيث D الجرعة الممتصة و E الطاقة الممتصة في المادة m وزن المادة.

$$1Gy=\frac{J}{kg}=\frac{10^{7}\,erg}{10^{3}\,g}=10^{4}\,\frac{erg}{g}=100rad$$

والجرعة الممتصة هي الكمية الفيزيائية الأساسية لقياس الجرعات الإشعاعية غير أن هذه الوحدة غير كافية لغايـات الوقاية الإشعاعية لان الضرر الذي قد يصيب النسيج الحيوي يختلف من نوع الى أخر من الإشعاع.

الجرعة المكافئة *Equivalent Dose*:

نظرا لطبيعة تفاعل الإشعاع مع المادة لمختلف الأنواع من الإشعاع وما يحدثه هذا التفاعل من تغيرات في المادة وبالخصوص التأثيرات الحيوية وحتى في حالة نفس الجرعة الممتصة وذلك بسب اختلاف قدرة كل نوع من الإشعاع

على تأين المادة نتيجة مقدار الانتقال الخطي للطاقة وبالتالي الضرر الناتج عنها فعلى سبيل المثال فان الأثر الحيوي من الأشعة الفوتونية يختلف عن الأثر الحيوي للجسيمات والانوية المشحونة ويختلف أيضا عن الأثر الحيوي الذي تحدثه النيترونات فكان لا بد من إيجاد علاقة ترابط بين هذه التأثيرات والجرعة الممتصة لتقييم هذه التأثيرات ، لذا تم إيجاد ما يدعى بالجرعة المكافئة ، والجرعة المكافئة تساوي الجرعة الممتصة مضروبة بمعامل النوعية للإشعاع Q (ويسمى أيضا بالمعامل المرجح للإشعاع w_R حسب نشرة اللجنة الدولية للوقاية من الإشعاع رقم 60 لسنة 1991)حيث يوجد معامل نوعية لكل نوع من أنواع الأشعة اعتمادا على مقدار التأثير الذي يحدثه في النسيج الحيوي نتيجة لمقدار انتقال الطاقة الخطي وذلك بالاعتماد على قدرة كل نوع من أنواع الأشعة على أحداث التأين في المادة ومقدار هذا التأين يختلف من نوع الى أخر من الإشعاع، فالإشعاع ذو الطاقة الانتقالية الخطية العالية يحدث أضرارا بالمادة الحيوية أكثر بكثير من الإشعاع ذو الطاقة الانتقالية الخطية المنخفضة .

يرمز للجرعة المكافئة بالرمز H حيث أن:

$$H = Q \times D$$

أو حسب التعريف الجديد:

$$H = w_R \times D$$

وتقاس بوحدة السيفرت حيث أن السيفرت تساوي مقدار الطاقة بالجول في وحدة الوزن بالكيلو غرام وهي نفس وحدة الجرعة الممتصة الجري ولكن تم إعطاءها هذا الاسم تجنبا للخلط بينها وتميزها عن الجرعة الممتصة:

$$1Sv = \frac{1J}{kg} = 100rem$$

وقيمة معامل النوعية Q تختلف من نوع الى أخر من الإشعاع وكذلك من طاقة الى أخرى والجدول (1) يبين القيم المختلفة لمعامل النوعية لأنواع مختلفة من الإشعاع وللطاقات متنوعة:

الجدول(1) : القيم المختلفة لمعامل النوعية حسب قيمة الانتقال الخطي للطاقة.

<table>
<tr><th colspan="3">حسب طاقة الإشعاع</th><th colspan="2">حسب قيمة الانتقال الخطي للطاقة</th></tr>
<tr><th>$(w_R)=Q$</th><th colspan="2">E</th><th>$(w_R)=Q$</th><th>LET (keV/µm)</th></tr>
<tr><td>5</td><td>اقل من 10 keV</td><td rowspan="4">النيترونات</td><td>1</td><td>3.5 أو اقل</td></tr>
<tr><td>10</td><td>keV100-10</td><td>2 – 1</td><td>7.0 – 3.5</td></tr>
<tr><td>20</td><td>keV2000-100</td><td>5 – 2</td><td>23 - 7.0</td></tr>
<tr><td>10</td><td>keV20000-2000</td><td>10 - 5</td><td>53 - 23</td></tr>
<tr><td>5</td><td colspan="2">البروتونات اكبر من MeV20</td><td rowspan="2">20 - 10</td><td rowspan="2">175 – 53</td></tr>
<tr><td>20</td><td colspan="2">دقائق إلفا والانوية المشحونة</td></tr>
<tr><td>1</td><td colspan="2">أشعة جاما و اكس و الإلكترونات والبزترونات والميونات لجميع الطاقات</td><td>1</td><td>أشعة جاما و اكس و الإلكترونات والبزترونات والميونات لجميع الطاقات</td></tr>
</table>

من القيم المعطاة في الجدول (1) نلاحظ بان معامل النوعية يكون متساوي لأشعة جاما وأشعة اكس والإلكترونات كون قيمة الانتقال الخطي لهذه الأنواع لا يتجاوز 3.5 كيلو إلكترون فولت لكل ميكرومتر وذلك لان على هذه القيمة وما دونها يكون ثابت ، كون الاعتماد على التأثيرات الحيوية يكون قليل ومحدود لمحدودية هذه التغيرات وتبدأ هذه التغيرات بالظهور بفعالية بعد هذه القيمة ولغاية 175 كيلو إلكترون فولت لكل

ميكروميتر وتكون قيمة معامل النوعية قد وصلت 20 ، وبعد هذه القيمة تبدأ عملية الثبات في القيمة كون التأثير في النسيج الحي قد وصل حد الإشباع لشدة تركيز الإشعاع ، وبالمقابل يكون تأثيره وفي حالة النيترونـات علـى الطاقات العالية تقل وذلك لانخفاض احتمالية تفاعلها [83].

مكافئ الجرعة الفعالة *Effective Equivalent Dose*:

بما أن الجرعة الممتصة تعتمد كليا على قيمة الانتقال الخطي للطاقة ، وقيمة الانتقال الخطي على علاقة وثيقـة بموقع انتقال هذه الطاقة في الجسم وبالتالي فان الجرعة المكافئة ستعتمد أيضا على هذه العوامل يكون الخطـر مـن الإشعاع مرتبط بذه العوامل بالإضافة الى حساسية العضو المتعرض للإشعاع فعلى سبيل المثال فان احتمالية حدوث سرطان الدم نتيجة للتعرض الإشعاعي يكون مرتبط بتعرض خلايا نخاع العظم للتدمير الإشعاعي وبما أن هذه الخلايا تكون في مواقع أعمق في الجسم من غيرها وقابليتها للتأثر بالإشعاع تختلف عن خلايا أخري فأنه ليس من المعقول أن يكون الأثر الإشعاعي على هذا العمق مماثل تماما لعضو أخر اقرب أو حتى مختلف عنة في قابليته للتأثر بالإشعاع في حال التعرض الإشعاعي الكامل للجسم ، ومن هنا كان لا بد من أيجاد معامل مشترك لتوحيد قيمة هذا التـأثير على عموم الجسم وتم التعارف على ما يسمى بالجرعة المكافئة الفعالة والتي يرمز لها بالرمز H_E كعلاقـة مرتبطـة بموقع العضو المتعرض للإشعاع وحساسيته للإشعاع حيث يوجد معامل ذو قيمة معينة لكل عضو اعتمادا على هذه العوامل وسمي بمعامل النسيج المرجح ويرمز له بالرمز w_T حيث أنة من الممكن صيغة هذه العلاقة رياضيا بالشكل التالي:

$$H_E = \sum W_T \times Q \times D$$

وقيم معامل النسيج المرجح لأغراض الوقاية الإشعاعية يمكن إيجادها من الجدول (2) الذي يمكن من خـلال هـذه القيم تحديد مقدار الجرعة الفعالة حسب الحساسيات المختلفة للأعضاء والأنسجة بالنسبة للتأثيرات الإشعاعية.

الجدول (2): قيم معامل النسيج المرجح للأعضاء والأنسجة.

النسيج أو العضو	العامل المرجح w_T
الجهاز التناسلي	0.2
نخاع العظم	0.12
القولون	0.12
الرئة	0.12
المعدة	0.12
المثانة	0.05
الثدي	0.05
الكبد	0.05
المريء	0.05
الغدة الدرقية	0.05
الجلد	0.01
سطح العظام	0.01
بقية الأنسجة والأعضاء	0.05

هذه العلاقة تكون مناسبة عندما يكون التعرض خارجيا وضمن فترة زمنية معرفة ولكن في حالة امتصـاص الجسم لنظائر مشعة فان الجسم يتلقى الجرعة الناتجة عنها طول مدة بقاء هذه المواد في الجسم ، لذا يجب في هـذه

الحالة احتساب قيمة هذه الجرعة كتكامل زمني محدد بمدة بقاء هذه المواد لنعدل تلقي الجرعة وتسمى في هذه الحالة بالجرعة المكافئة المودعة أو التراكمية وتصاغ رياضيا بالشكل التالي:

$$H_T = \int_{t_0}^{t_0+\tau} H_E(t)dt$$

حيث t_0 الزمن الحالي لتلقى المادة المشعة و H_E معدل تلقي الجرعة المكافئة و τ زمن بقاء المادة المشعة بالجسم وفي حالة عدم معرفة بقاء هذه المواد بالجسم يتم اخذ 50 عاما كزمن للبالغين و70 سنة للأطفال.

حسابات التعرض الإشعاعي والجرعة:

حساب كمية التعرض أو الجرعة يتم مباشرة إذا كان معدل التدفق معروف للمصدر الإشعاعي الفوتوني أو معدل تدفق الطاقة والذي يقاس بعدد الفوتونات أو الجسيمات المارة من خلال مساحة 1 سم مربع في الثانية الواحدة والتدفق يمكن إيجاد من خلال إيجاد مقدار السيولة الذي يعبر عنها من خلال عدد الفوتونات المارة في وحدة المساحة وحسب المعادلة التالية:

$$\phi = \frac{dN}{da}$$

$$\phi_E = \frac{dN \times hv}{da} = \frac{dE}{da}$$

حيث ϕ التدفق و ϕ_E مقدار تدفق الطاقة و da المساحة ويكون معدل التدفق في فترة زمنية معينة يساوي.

$$\phi = \frac{N}{t \times a}$$

ومقدار تدفق الطاقة في فترة زمنية معينة يساوي:

$$\phi_E = \frac{E}{t \times a}$$

لو ألان افترضنا وجود مصدر مشع نقطي في مركز كرة، ينبعث منه فوتونات عددها N فان عدد الفوتونات المارة من سطح الكرة يساوي عدد الفوتونات على مساحة السطح، ألان لو افترضنا وجود كرة اكبر وليكن نصف قطرها ضعفي الكرة الأولى فان عدد الفوتونات المار بنفس مساحة السطح الأولى سيقل بنسبة تساوي $1/r^2$ وهذا ما يدعي بقانون التربيع العكسي بمعني أن التدفق يقل مع مربع المسافة بين المصدر ونقطة القياس وهذا القانون ذو أهمية كبيرة في تطبيقات الوقاية الإشعاعية والحماية من الإشعاع حيث انه كلما زادت المسافة عن مصدر الإشعاع كلما قل التأثير منة والشكل (1) يوضح ما تم شرحه.

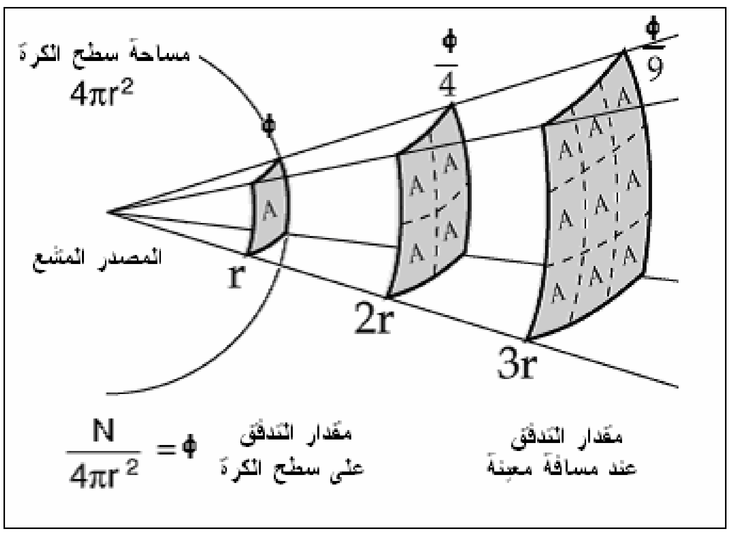
وبما أن الفوتونات تنبعث من المصدر بشكل منتظم وفي كافة الاتجاهات وان عدد هذه الفوتونات تتناسب عكسيا مع مربع المسافة عن المصدر فان معدل التعرض على بعد متر واحد من المصدر لكل ساعة في الهواء على الظروف المعيارية حيث تبلغ قيمة $\mu/\rho = 0.0275cm/g$ (للطاقات من 70 كيلو إلكترون فولت ولغاية 3 مليون إلكترون فولت تقريبا)، سيساوي:

$$R = \frac{N \times E(MeV) \times 1.6 \times 10^{-6}(erg/MeV) \times 0.0275cm^2/g \times 3600s/h}{4\pi r^2(100cm/m) \times 87.6ergs/g.R}$$

$$= \frac{0.533 \times N \times E}{r^2}(R/h)$$

حيث N تساوي عدد الفوتونات المنبعثة من المصدر وتساوي عدد الانبعاثات في الثانية الواحدة فإذا كانت نشاطية المصدر معطاة بوحدة الكوري فيتم ضرب هذه القيمة ب 3.7×10^{10} انبعاث بالثانية.

والمعادلة أعلاه معادلة عامة لحساب مقدار التعرض وعندما تكون الحسابات متعلقة بمصدر إشعاعي من إحدى النظائر المعينة فان طاقة الفوتونات المنبعثة ومعدل الانبعاث يكون حالة مميزة لهذا النظير عن غيرة وفي هذه الحالة فانه من الممكن تعريف كل نوع من هذه المواد المشعة بمعامل ثابت يميزها عن غيرها من المواد ويدعى هذا المعامل بثابت أشعة جاما Γ ويقاس بوحدة الرنتجن لكل ساعة الناتجة عن مقدار كوري واحد من المادة المشعة على بعد متـر واحد ، وكون الطاقة المنبعثة ثابتة لكل عنصر من العناصر حيث أن طاقة الإشعاع المنبعث تلعب الدور الأساسي في عملية منح الطاقة للمادة الممتصة وبالتالي فان هذه المعاملات الثابتة يمكن إيجادها حسابيا كما هو مـبين في المثـال التالي:



الشكل (1) انخفاض كمية التدفق كلما زادت المسافة عن المصدر.

مثال:

أوجد ثابت أشعة جاما لمصدر نقطي من السيزويوم 137 ؟

الحل:

طاقة الفوتون المنبعث من مصدر السيزويوم تساوي 0.662 مليون إلكترون فولت وبنسبة 0.85 ، فإذا فرضنا وجود عينة من السيزويوم نشاطها الإشعاعي 1 ملي كوري فان مقدار التدفق لهذا المصدر على بعد 1 سم يساوي:

$$\phi = \frac{1Ci\times3.7\times10^{10}\ p/s\times0.85}{4\pi(1cm)^2} =$$
$$2.503\times10^{9}\ p/cm^2.s$$

وعلية فان الطاقة الممتصة في الهواء تساوي :

$$E_{abs} = \phi\times E\times(\mu/\rho) =$$
$$2.5\times10^{9}\ p/cm^2.s\times0.662MeV\times1.6\times10^{-6}erg/MeV\times0.0293cm^2/g\times3600s/h$$
$$=2.8\times10^{5}erg/g.h$$

وبما أن واحد رنتجن تساوي $87.6 erg/g$ في الهواء على بعد متر فان القيمة أعلاه تساوي 3.193 رنتجن لكل ساعة ناتجة عن نشاطية إشعاعية مقدارها 1 كوري على بعد سم ، وبالتالي فان الكمية الناتجة على بعد متر واحـد تساوي 0.319 رنتجن لكل ساعة لكل كوري والجدول (3) أدناه يبين قيم ثابت أشعة جاما لمجموعة من العناصر المشعة.

الجدول (3) قيم ثابت أشعة جاما بالرنتجن لكل ساعة.كوري على بعد متر.

العنصر	Γ
الكوبالت 60	1.37
اليود 132	1.427
الاريديوم 192	0.592
السيزيوم 137	0.319
السترونشيوم 85	0.759

ومن القيم بالجدول أعلاه فأنه يصبح من السهل احتساب قيمة التعرض الإشعاعي لأي من العناصر المشعة على أي مسافة d مقاسه بالمتر إذا علم مقدار نشاطه الإشعاعي A بالكوري من المعادلة التالية:

$$R = \frac{\Gamma \times A}{(d)^2}$$

حسابات الجرعة الإشعاعية الممتصة:

يمكن حساب مقدار الجرعة الممتصة من خلال قيمة التعرض الإشعاعي في الهواء وبالتالي يمكن إيجـاد الجرعـة الممتصة في الجسم بمعرفة قيمة قدرة التوقف النسبية بين الهواء والنسيج الحي $S_{rel.}$ والذي تبلـغ قيمتـه 1.12 ، وبالتالي تحويل قيمة التعرض الإشعاعي الى طاقة ممتصة في الهواء ، فحساب الجرعة يتم أولا بإيجاد قيمة التعـرض في الهواء ومن ثم تحويل قيمة التعرض الى طاقة ممتصة ومن ثم إيجاد نسبة الجرعة الممتصة في النسيج الحي مـن خـلال العلاقة النسبية لقدرة التوقف للهواء والنسيج الحي وكما هو موضح في المعادلة التالية:

$$D_{tissue} = S_{rel} \frac{R \times 87.6 erg/g.s}{100 ergs/g.s}$$

أو بإيجاد الجرعة الممتصة في الهواء وإيجاد قيمتها بالنسيج الحي وذلك بضربها بقيمة قدرة التوقف النسبية التي تساوي 1.12 بين الهواء والنسيج الحي.

ويمكن أيضا حساب الجرعة الممتصة مباشرة في النسيج الحي من خلال معدل ترسب الطاقـة في المـادة باستخدام معامل الامتصاص للطاقة μ_{en}/ρ للنسيج الحي على الطاقة الملائمة للفوتون وإيجـاد مقـدار التـدفق الإشعاعي.

مثال:

احسب مقدار الجرعة الممتصة في النسيج الحي من مصدر من السيزيوم نشاطه الإشعاعي يبلـغ 1 ملـي كـوري بالطريقة غير المباشرة وبالطريقة المباشرة؟

الحل:

من الجدول (3) نجد بان قيمة Γ تساوي 0.319 ونستطيع إيجاد مقدار التعرض من خلال هذا المعامل والنشـاط الإشعاعي ثم نحوله الى طاقة ممتصة كما يلي وهذه الطريقة غير المباشرة:

$$D_{tissue} = 1.12 \times \frac{0.319 R/h.Ci \times 0.001 Ci \times 87.6 erg/g.s}{100 ergs/g.s} = 0.31 mrad/h$$

أما باستخدام الطريقة المباشرة فتتم على أساس أن طاقة الفوتون المنبعث من السيزيوم تبلـغ 0.662 مليـون إلكترون فولت ونسبة الانبعاث تساوي 85 % وبذلك فان تدفق الطاقة على بعد متر واحد من المصدر يسـاوي عدد الفوتونات المنبعثة (النشاطية الإشعاعية) مضروبة بنسبة انبعاثها في الطاقة على المساحة على بعد متـر واحـد وبذلك فان تدفق الطاقة يساوي:

$$\phi_E = \phi \times E_p = 1.66 \times 10^2 MeV/cm^2.s$$

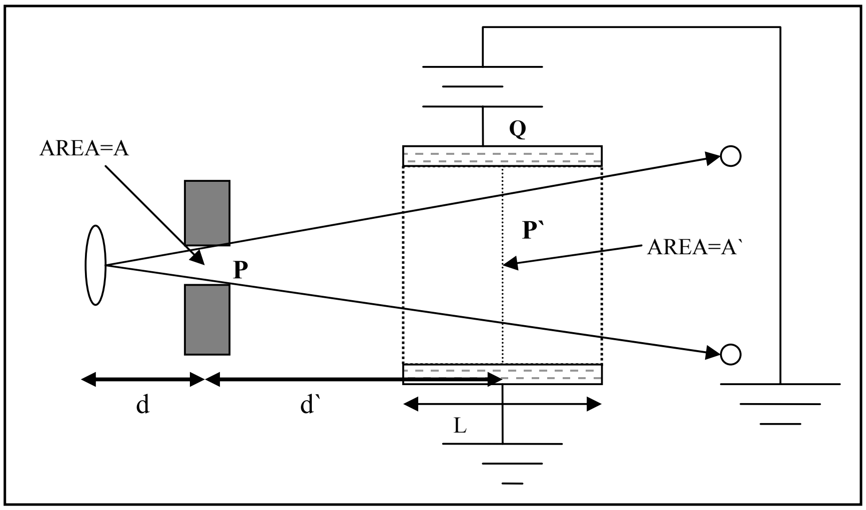
وبما أن معامل امتصاص الطاقة μ_{en}/ρ على طاقة فوتون السيزويوم تساوي 0.0323 سم مربع لكل غم للنسيج الحي فان الجرعة تساوي:

$$D_{tissue} = \frac{1.66 \times 10^2 MeV/cm^2.s \times 0.0323 cm^2/g \times 1.6 \times 10^{-6} erg/MeV \times 3600 s/h}{100 ergs/g.rad} = 0.31 mrad$$

من الجدير ذكره هنا انه عندما يتم الحديث عن الجرعة الممتصة فإننا نعني في هذه الحالة مقدار الطاقة الممتصـة من الإشعاع وهذه الطاقة تترسب في المادة من خلال تفاعل الجسيمات المشحونة مثل الإلكترونات والبروتونـات ودقائق ألفا نتيجة عملية التصادم غير المرن مع الإلكترونات المدارية في ذرات المادة الذي ينتج عنه تأين وإثارة لهذه الذرات. وفي حالة الفوتونات فان عملية امتصاص الطاقة تتم من خلال تفاعل الفوتون مع المادة و إنتـاج جسـيم ثانوي مشحون (إلكترون) الذي يقوم بدوره بإيداع الطاقة ، فلو افترضنا بان أحد هذه الإلكترونـات الداخلـة للمادة ذات طاقة عالية وتقوم بإنتاج أشعة انكباحيه فان هذه الأشعة ستحمل جزء من الطاقة الرئيسية وتنقلـه الى مكان أخر لتودع هناك ، وفي هذه الحالة فان الطاقة المحمولة الى المكان الأخر لا تحتسب كطاقة ممتصة من الجسـيم الرئيسي أي أن الطاقة الممتصة ستكون فقط التي تم امتصاصها في نفس المكان وهذه تساوي طاقة الجسيم الرئيسـي مطروحا منها الطاقة المحمولة الى المكان الأخر. وكذلك عندما يتم إنتاج الجسيمات المشحونة الثانوية مـن خـلال تفاعل الفوتون مع المادة على سبيل المثال عندما تبدأ هذه الجسيمات التي اكتسبت طاقة حركة بالحركة فأنها حتما ستقطع مسافة معينة في المادة قبل أن تمنح طاقتها الى المادة وهذا يعني أن هناك طبقة أو جـزء مـن المـادة تبـدأ الجسيمات فيه باكتساب طاقة حركية ولا يحدث امتصاص للطاقة فيه لتسير هذه المسافة لتبدأ بمنح طاقتـها هنـاك وحصول ما يسمي بالاتزان الإلكتروني ما يجعل من الضروري إيجاد آلية معينة للبحث عن وصـف معـين لهـذه الجسيمات التي وضعت بالحركة وهذا المصطلح أو التعريف سمي بالكيرما لتوصيف بدء الحركة للجسيمات. كذلك الأمر عندما تتصادم النيترونات مع انويه المادة فإنها تعطي طاقتها أما لبروتونات المادة (في حالة ذرات الهيـدروجين) أو للنواة المتحولة وهذه البروتونات أو الانوية المشحونة يتم من خلالها تأين ذرات المادة وعملية منح الطاقة.

أن عملية القياس الإشعاعي لمقدار التعرض يفترض أن تتم بنفس الظروف المعيارية للحسابات أي أن القياس يجب أن يكون في الهواء الحر وبنفس ظروف الضغط الجوي والحرارة التي تتم بناء عليها الحسابات وفي هذه الحالـة يتم القياس في غرفة التأين الحرة وبالخصوص عندما نريد معرفة طاقة أشعة اكس الحقيقية والتعرض الناتج عنها كونها تختلف عن أشعة جاما المنبعثة من مصادر مشعة حيث الأخيرة تكون فيها الفوتونات ذات طاقة محددة ومعروفـة،

وطريقة القياس بغرفة التأين الحرة موضحة بالشكل (2) حيث أن مساحة الحزمة الإشعاعية من مصدر أشعة اكـس A سيكون يساوي مساحة الفتحة في النقطة P على اعتبار أنا المصدر لqشعة لتنطلق هذه الأشعة متسعة لتسبب تأين في الهواء الموجود عند النقطة P' الموجود تحت تأثير مجال كهربائي لتجميع الأزواج الايونية المتكونـة نتيجـة الإشعاع ليتم قياسها ومعرفة مقدار الطاقة التي أحدثت هذا المقدار من الشحنات الكهربائية ويكون حجـم الغـاز المتعرض للإشعاع عن النقطة P' يساوي في هذه الحالة A' كما في الشكل وبالتالي فان قيمة التعرض عند هذه النقطة يمكن معرفتها من المعادلة التالية:



الشكل (2): حجرة التأين الحرة.

$$R_{P`} = \frac{q}{\rho A`L}$$

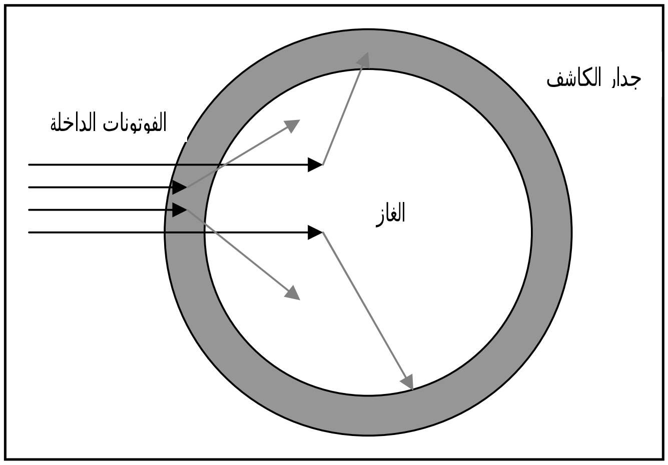
حيث q مقدار الشحنة المتكونة نتيجة الإشعاع و $\rho A'L$ تساوي وزن الهواء عند النقطة P' ولكن المهـم هـو معرفة الجرعة عند النقطة P عند فتحة خروج الإشعاع أفضل من معرفتها عند النقطـة P' ، ويمكننـا ذلـك باستخدام قانون التربيع العكسي يمكننا إيجاد الجرعة عند الفتحة حسب المعادلة التالية:

$$R_P = (\frac{d`}{d})^2 \times \frac{q}{\rho A`L} = \frac{q}{\rho AL}$$

$$A = (\frac{d}{d`})^2 \times A`$$

ألان على فرض أن عملية القياس للجرعة الإشعاعية تتم من خلال غرفة تأين غازية علـى سـبيل المثـال وسيكون الغاز في هذه الحجرة داخل الغرفة محاطاً بجدران الغرفة التي ستكون من مادة أخرى وفي هذه الحالة فـان معامل الامتصاص في الغاز سيختلف حتما عن معامل الامتصاص في جدران الغرفة وبالتالي فان الجرعة الممتصـة في الغاز تختلف عن الجرعة الممتصة بجدران الغرفة لذا كان لا بد من التوفيق بين هذه الاختلافات ، وكان الجواب من خلال مبدأ براغ- غري الذي حدد العلاقة بين الطاقة المترسبة في الغاز والطاقة الممتصة بجـدران الغرفـة وذلـك بافتراض انه عندما يكون جدار الكاشف من نفس المكونات الذرية للمكونات الذرية للغاز وبسمك اقل من معدل المدى للإلكترون البادئ في الحركة فان هذا الإلكترون المنتج في جدار الكاشف وفي نهاية مساره الحركي سيكون قد

وصل الى حجم الغاز وبالتالي فانه سيمنح طاقته للغاز وبالمقابل فان الإلكترون المنتج في الغاز سيبدأ الحركـة مـن الغاز ليصل الى جدران الغرفة ليمنح طاقته فيها وأنة من المفترض في هذه الحالة أن يكون عدد الإلكترونات المتكونة في الغاز وتمنح طاقتها في الجدران مساوية لعدد الإلكترونات المتكونة في الجدران وتمنح طاقتها للغاز ضـمن نسـبة معامل الامتصاص لكل من مادة الغاز ومادة جدران الغرفة كما هو موضح بالشكل (3).



الشكل (3): الإلكترونات المنتجة في الجدار تمنح طاقتها الغاز والمتكونة في الغاز تمنح طاقتها في الجدار.

وعندما يحقق الكاشف الإشعاعي شروط مبدأ براغ فان الجرعة الممتصة بالغاز تساوي الجرعـة الممتصـة بجـدار الكاشف أي أن :

$$D_w = D_g = \frac{N_g W}{m}$$

$$D_g = \phi \times E \times (\frac{\mu_E}{\rho})_g$$

$$E = N_g \times W$$

حيث N_g عدد الأزواج الايونية المتكونة في الغاز نتيجة الإشعاع وw الطاقة اللازمة لتكـوين زوج واحـد مـن الأيونات في الغاز وتساوي 33 إلكترون فولت للغاز.

هذا المبدأ يمكن تطبيقيه عندما يتم تصميم كاشف معين لقياس الجرعة الإشعاعية ولكـن بشـرط أن تكـون الذرات المكونة للجدار مماثلة ذريا للذرات المكونة للغاز على أن يكون السمك على الأقل مساوياً للمدى الأقصى للإلكترونات المنتجة والذي يكون في هذه الحالة اقل من عشر معدل طول التوهين($1/\mu$) للإشعاع الرئيسي وهذا ممكن في المواد ذات العدد الذري القليل المشابهة للغاز المستعمل في حجرة التأين ولكن فقط لغاية 3 مليون إلكترون فولت وفي هذه الحالة يمكن إيجاد الجرعة الممتصة بالنسيج الحي كما يلي:

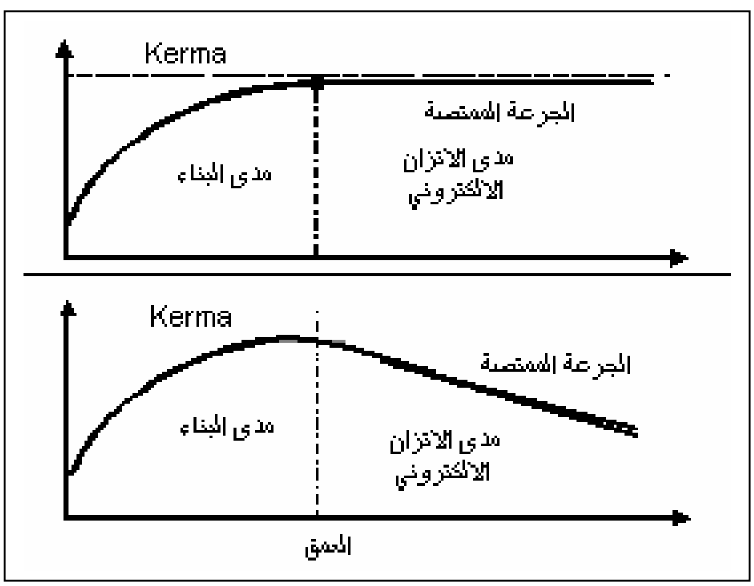
$$D_{tissue} = \frac{(\mu_E/\rho)_{tissue}}{(\mu_E/\rho)_g} D_g$$

ولكن في حالة عدم تحقق شرط المماثلة الذرية بين ذرات الغاز وذرات الجدار بسب القيـود علـى طاقـة الإشعاع الرئيسي فأنه في هذه الحالة يمكننا استخدام المعامل النسبي لقدرة التوقف بين الغاز وجدار الكاشف كمـا يلي:

$$D_w = \frac{(S)_w}{(S)_g} D_g = \frac{E}{m} \times (\frac{S_w}{S_g})$$

الكيرما والاتزان الإلكتروني:

الكيرما هي كمية تعبر عن الجرعة بطريقة غير مباشرة للفوتونات والنيترونات وهي عبارة عن الطاقة الحركية الابتدائية لكافة الجسيمات المشحون المتكونة ثانويا من تفاعل الفوتونات أو النيترونات مع المادة وهي اختصار باللغة الإنجليزية ل (KERMA : Kinetic energy released per unit mass) . والاتزان الإلكتروني كما وضحنا سابقا ومن مفهوم الكيرما فان الإلكترونات توضع في حالة حركة مع بدء التفاعلات وتبدأ بالحركة ضمن مدى معين حيث يبدأ فقدانا للطاقة وذلك بمنحها الى الإلكترونات في المادة وبعد هذا المدى يكون عدد الإلكترونات المتحركة (الكيرما) مساوياً لعدد الإلكترونات الممتصة (الجرعة الممتصة) ويدعى هذا المدى بمدى البناء حيث تبدأ هذه الإلكترونات ببناء الجرعة حتى تصل الى قيمتها القصوى عند هذا المدى لتبدأ بعدها عملية التناقص التدريجي لكلا الطرفين الإلكترونات التي بحالة حركة والإلكترونات الممتصة نتيجة الامتصاص وعدم التعويض وذلك لتعمقها داخل المادة ويوضح الشكل (4) ما تم شرحه وذلك أنه في الشكل (أعلى) لو افترضنا عدم وجود توهين للفوتونات فأنه لغاية مدى البناء تكون جميع الإلكترونات قد اكتسبت طاقة حركية وتبدأ بفقدان هذه الطاقة تدريجيا لغاية أقصى مدى يمكن الوصول اليه وبعدها تفقد جميعها طاقتها وبفرض عدم وجود توهين للإشعاع، وبعد هذه المسافة يكون عدد الإلكترونات التي وضعت بحالة حركة مساوية لعدد الإلكترونات التي تم امتصاصها وتكون الجرعة في هذه الحالة قد وصلت مداها الأقصى وتبدأ من هذه النقطة مرحلة الاتزان الإلكتروني. أما في الشكل (أدنى) وفي حال وجود توهين للأشعة، وبعد المسافة القصوى سيكون هناك نقص بالأشعة المسببة في إنتاج الإلكترونات في حالة الحركة وبما أن عدد الإلكترونات المنتجة يساوي عدد الإلكترونات الممتصة فان كل من الكيرما (طاقة الحركة) والجرعة الممتصة سيبدأن بالتناقص تدريجيا بمعدل التوهين الحاصل في الإشعاع الرئيسي.



الشكل (4): علاقة الكيرما مع الجرعة الممتصة والوصول الى حالة الاتزان الإلكتروني.

من الجدير بذكره بان حالة الاتزان المثالية هذه لا توجد في الواقع العملي وذلك بسبب أن الفوتونات التي تمتص وتعطي طاقتها الى الإلكترونات التي بدورها تبدأ الحركة فان هذه الإلكترونات ستفقد جزء من طاقتها من

خلال إنتاج الأشعة الانكباجية التي تنقل هذه الطاقة الى خارج المدى الأقصى المفترض لامتصاص الطاقة وخصوصا في حالة الطاقات العالية أعلى من 1.5 مليون إلكترون فولت مثل المستخدمة في العلاج الإشعاعي ويجب في هذه الحالة عند قياس الجرعة تصحيح هذه القيم باختزال مقدار هذه الطاقة المنقولة خارج المدى حسب المعادلة التالية:

$$D_{med} = \phi(\frac{\mu}{\rho})_{med} \times E_{abs.}(h\nu) \times 1.6 \times 10^{-6} = K(1-g)$$

حيث K قيمة الكيرما و g معدل فقدان الطاقة بواسطة الأشعة الانكباحية والعلاقة بين التعرض والكيرما كما هو مبين في المعادلة التالية:

$$K_{air} = \frac{87.6 \times 10^{-3} \times R}{1-g}$$

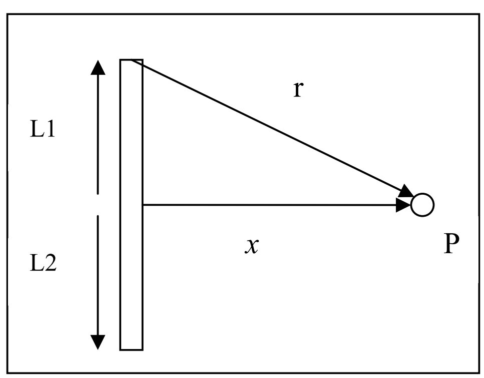
القياسات الإشعاعية للمصادر غير النقطية:

معظم الحسابات الإشعاعية تتم من خلال احتساب قيمة التدفق الإشعاعي وبشكل عام فان التدفق الإشعاعي بوجود درع إشعاعي أي يكون المصدر كنواة الثمرة داخل الدرع أو المادة بما يدعي (point kernel) تختلف عنها بعدم وجوده للمصدر النقطي أو غير النقطي والتدفق للمصدر النقطي بوجود مادة بسمك x وعلى مسافة r تساوي:

$$\phi(x) = \phi_0 \frac{e^{-\mu x}}{4\pi r^2}$$

وفي العادة فان معظم الحسابات الإشعاعية يمكن اعتبار المصدر المشع فيها مصدرا نقطيا لحدود معينة حيث بعد هذه الحدود لا يمكن تطبيق قواعد المصدر النقطي عليها مثل وجود أنبوب تمر فيه ، أو توجد فيه مادة مشعة ففي مثل هذه الحالة نجد من الصعوبة الجمع بين عملية اعتباره كمصدر نقطي وبين عملية الحصول على قيم حقيقية بنسبة خطأ مقبولة وعلية فلا بد من البحث عن علاقات جيدة تحكم الوضع الهندسي للمصدر وبالتالي مقدار التدفق الإشعاعي منه.

يوجد عادة حالات يمكن اعتبارها في عمليات الحسابات الإشعاعية أولى هذه الحالات أن يكون المصدر المشع بشكل طولي بطول $L_1 + L_2$ كما بالشكل(5) وشدته تساوي S فيكون مقدار التدفق في النقطة P يمكن معرفته من المعادلة التالية:



الشكل (5): مصدر مشع بشكل طولي

$$\phi_L = \frac{S_L}{4\pi x}(\tan^{-1}\frac{L_1}{x} + \tan^{-1}\frac{L_2}{x})$$

وتكون قيمة معكوس الظل بالدرجات ويتم تحويلها بقسمتها على 57.3 درجة.

مثال:

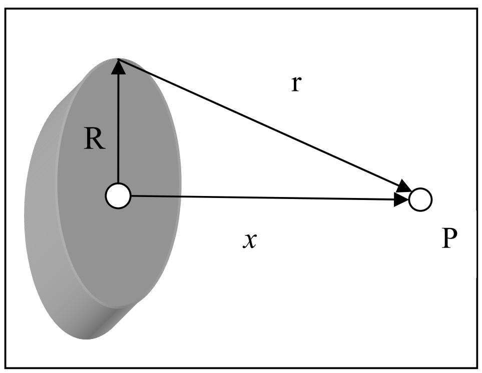
أنبوب يحتوي على مادة مشعة تطلق فوتونات بطاقة 2 مليون إلكترون فولت ومعدل خطي يبلغ 20 فوتون لكل سم في الثانية. فما مقدار التدفق على بعد متر واحد في نقطة تقع على بعد 100 قدم وكان طول الأنبـوب 150 قدم؟

الحل:

$$\phi_L = \frac{20\,p/cm.s}{4\pi(100cm)}(\tan^{-1}\frac{100\,ft}{3.281\,ft} + \tan^{-1}\frac{50\,ft}{3.281\,ft}) =$$

$$1.6\times10^{-2}(\frac{88.1^o + 86.24^o}{57.3^o}) = 4.9\times10^{-2}\,p/cm^2.s$$

والحالة الثانية إذا اعتبارنا أن المصدر المشع بشكل قرص مسطح نصف قطرة R وشدته S والمسافة بين حافة القرص ونقطة القياس P تساوي r والمسافة بين مركز القرص والنقطة P تساوي x كما هو مبين في الشكل (6) فان مقدار التدفق عند النقطة P يمكن إيجاده من المعادلة التالية:



الشكل (6): مصدر مشع بشكل قرصي

$$\phi_D = \frac{S_A}{4}\ln(1+\frac{R^2}{x^2})$$

حيث $r^2 = x^2 + R^2$

$$\phi_D = \frac{S_A}{2}\ln(\frac{R}{x}) \quad :\text{for } R >> x$$

وبعد معرفة مقدار التدفق يتم بسهولة حساب مقدار التعرض أو الجرعة الإشعاعية كما تم شرحه سابقا.

الفصل السادس

النيترونات

النيترونات جسيمات غير مشحونة لها نفس كتلة البروتون ، وقد تم اكتشاف النيترون من قبل العالم شادويك عام 1932 .وتتفاعل النيترونات مع المادة بواسطة التصادم المرن مع انويه المواد الخفيفة لتفقد طاقتها وتتحول الى نيترونات حرارية ويمكن أن يتم أسرها من قبل انويه الذرات الثقيلة لتولد نوع أخر من الإشعاع مما يؤدي الى حتمية اخذ كافة هذه الأمور بعين الاعتبار عند التعامل مع النيترونات.

أنتاج النيترونات:

يتم بالعادة إنتاج النيترونات من خلال المفاعلات النووية والمسارعات وهذه تنتج طيف واسع من الطاقات المختلفة للنيترونات وهذا الإنتاج مرتبط بالحالة التشغيلية لهذه المصادر حيث يتوقف إنتاج النيترونات بإيقاف التشغيل. كما يعتمد إنتاج النيترونات على ذرات المادة المقذوفة خلال عملية الإنتاج هذه. ويمكن إنتاج النيترونات أيضا من عملية خلط باعثات جسيمات ألفا مع مواد مثل البريليوم والدتيروم أو من خلال تشعيع المادة لفوتونات ذات طاقة عالية كما في عملية التنشيط الفوتوني أو بواسطة جسيمات أخرى وبعض أنواع هذه التفاعلات مبينة في الجدول (1). وتوصف الحزمة النيترونية الناتجة دائما بمقدار تدفقها وسيولتها في وحدة المساحة والزمن ويمكن تصنيف مولدات النيترونات حسب التفاعل النووي الأساسي المسبب في توليدها ونذكر منها:

الجدول (1) مصادر النيترونات حسب نمط التوليد وطاقة النيترونات المنتجة[118] .

Source	Reaction	Energy Range (MeV)	Average Energy (MeV)
$(^{124}Sb-Be)$	(γ,n)	*	0.024
$(^{88}Y-Be)$	(γ,n)	*	0.16
$(^{24}Na-D_2O)$	(γ,n)	*	0.22
$(^{24}Na-Be)$	(γ,n)	*	0.83
$(fission)$	(n,n)	0-8	2
$(^2H-^2H(D-D))$	(d,n)	*	3.27
$(^{226}Ra-Be)$	(α,n)	0-8	5
$(^{239}Pu-Be)$	(α,n)	0-8	4.5
(^{256}Cf)	(SF)	0-10	2.3
$(^2H-^3H(D-T))$	(d,n)	*	14.1

* نيترونات أحادية الطاقة تعتمد على مقدار الامتصاص الداخلي في المصدر.

*SF: Spontaneous fission**

• إنتاج النيترونات بواسطة المسارعات (السكيلوترون) : يتم بواسطة قذف مادة البريليـوم بنـواة الـديتروم المتسارعة بطاقة عالية ليتم إنتاج النيترونات $(^{9}Be(d,n)^{10}Be)$ وتكون طاقة النيترونات المتولدة القصوى بنفس اتجاه الحزمة المقذوفة من النيترونات ومقدارها يعتمد على عدد الجسيمات المقذوف بها وتكون طاقتها ذات طيف متنوع حول الطاقة القصوى.

• إنتاج النيترونات بواسطة التنشيط الفوتوني: ينتج بهذه الطريقة نيترونات أحادية الطاقـة نتيجـة امتصـاص الفوتونات ذات الطاقة العالية في نواة المادة وانبعاث الفوتونات وهذا النوع من النيترونات ذو فائـدة كـبيرة في عمليات المعايرة وقياس الجرعات للنيترونات ومثل هذا النوع من النيترونات ينتج في غرف المعالجة بالإشعاع على الطاقات العالية للفوتون والتي تزيد عن 10 مليون إلكترون فولت.

• مصادر النيترونات بواسطة جسيمات ألفا: تنتج من عملية تفاعل جسيمات ألفا مع نواة البريليوم ليتم إنتـاج النيترونات وجسيمات ألفا تكون منبعثة من عنصر الراديوم أو الامريشيوم حيث يفضل الأخير كونه قليـل اقـل إنتاجا لأشعة جاما من الأول.

• إنتاج النيترونات من مواد الانشطار التلقائي *Spontaneous fission* : واهم مصدر لهذا النوع من الإنتاج هو مصدر (^{252}Cf) الكالفورنيوم (نسبة لولاية كاليفورنيا) ويبلغ معدل إنتاجه حوالي (2.3×10^{12}) نيترون لكل ثانية من كل غم وتكون طاقة النيترونات بطيف واسع من النيترونات الحرارية لغاية 10 مليون إلكترون فولت وعمر النصف له يبلغ 2.638 سنة.

وتصنف النيترونات أيضا حسب طاقتها من النيترونات الحرارية منخفضة الطاقة ولغاية النيترونات السريعة ذات الطاقة العالية والجدول (2) يبين تصنيف هذه النيترونات وطاقة كل صنف.

الجدول (2) : تصنيف النيوترونات حسب الطاقة:

النوع	الطاقة
النيترونات الباردة	اقل من 0.0253 إلكترون فولت
النيترونات الحرارية	0.0253 إلكترون فولت
النيترونات البطيئة	0.0253 ولغاية 100 إلكترون فولت
النيترونات المتوسطة	10000-100 إلكترون فولت
النيترونات السريعة	0.01 – 10 مليون إلكترون فولت
النيترونات ذات الطاقة العالية جدا	اكبر من 10 مليون إلكترون فولت

يوجد عاملين مهمين جدا في الوقاية الإشعاعية من النيترونات الأول هو احتمالية تفاعل النيترونات مع المـادة وهذا متعلق بالمقطع العرضي والمرتبط مباشرة بطاقة النيترونات والمادة الممتصة للنيترونات فالبنسبة للطاقـة فـان المقطع العرضي يتناسب عكسيا مع الطاقة فعلى سبيل المثال يكون هذا التناقص منتظماً مع مادة البورون أما بالنسبة لعلاقته مع المادة الممتصة فان بعض المواد لها قمة استجابة عند طاقة معينة للنيترونات ومثال على ذلك الكـاديوم كما في الشكل (1) وبالعموم فان هذا التناسب العكسي يكون مع الجذر التربيعي للطاقة وذلك لعلاقـة الجـذر

التربيعي للطاقة مع السرعة ، والنيترون الحراري تبلغ طاقته على درجة حرارة الغرفة 0.0253 إلكترون فولت وبالتالي فان سرعته تكون 2200 متر/ثانية وبالتالي فأنة يمكننا التعبير عن هذه العلاقة رياضيا كما يلي:

$$\sigma(E) = \sigma(E_0)\sqrt{\frac{E_0}{E}}$$

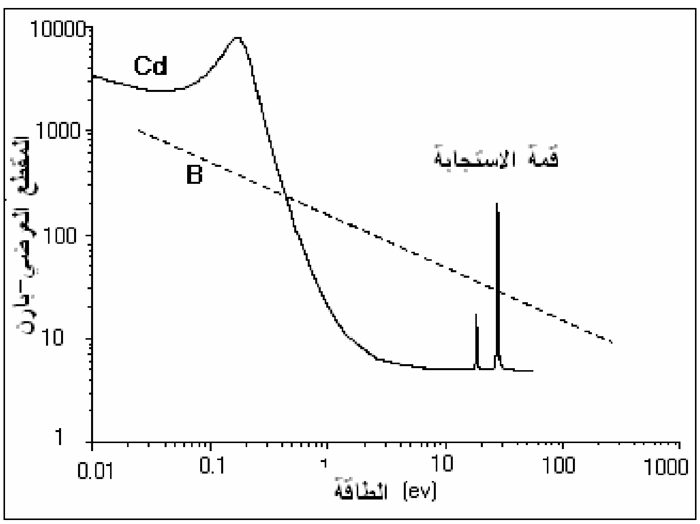
حيث أن $(\sigma(E))$ المقطع العرضي على الطاقة E و $(\sigma(E_0))$ المقطع العرضي على الطاقة E_0.

مثال:

احسب المقطع العرضي للنيترون طاقته 10 إلكترون فولت في مادة الهدروجين إذا كان المقطع العرضي له على الطاقة الحرارية يساوي 0.333 بارن؟

الحل:

$$\sigma(E) = 0.333b\sqrt{\frac{0.0253ev}{20ev}} = 0.0118b$$



الشكل (1): المقطع العرضي للنيترونات لمادتي البورون والكاديوم حيث تظهر قمم الاستجابة.

تفاعل النيترونات مع المادة:

تعرضنا في فصل سابق وبشكل ملخص عن تفاعل النيترون مع المادة وبما أن هذا الموضوع على غاية من الأهمية في الوقاية الإشعاعية فلا بد من اخذ الموضوع بتفصيل اكبر ، وكما ذكرنا سابقا بان النيترونات تتفاعل مع المادة من خلال ثلاث طرق ، وهي التصادم المرن ، والتصادم غير المرن ، والآسر ، وكل هذه التفاعلات تحدث بين النيترون ونواة المادة. والتصادم المرن يكون فعالاً في امتصاص طاقة النيترون في المواد ذات العدد الذري المنخفض حيث تكون الطاقة الممنوحة للنواة الهدف كبيرة جدا وتصل في حالة الهيدروجين لغاية نصف طاقة النيترون في التصادم الواحد ، وتقل هذه القيمة كلما زاد العدد الذري للمادة وتسمى النواة التي تم منحها هذه الطاقة بالنواة المتحولة ، أما النوع الثاني وهو التصادم غير المرن فهو عملية امتصاص النيترون داخل نواة المادة ومن ثم انبعاثه مجددا بطاقة اقل من الطاقة الأصلية تركاً النواة بحالة تيج لتقوم مباشرة بأبتعاث هذه الطاقة خارجا على شكل فوتون يحمل الطاقة التي تم امتصاصها من النيترون الأصلي ، ويكون هذا التفاعل اكثر أهمية واحتمالية في

حالة النيترونات السريعة وفي المواد ذات العدد الذري المرتفع ، وبالتالي فأنة غالبا ما يكون هذا التفاعل مصـحوبا بأشعة جاما وبالخصوص عندما تكون طاقة النيترون اكبر من 1 أو 2 مليون إلكترون فولت والعـدد الـذري للمادة مرتفعاً ، وفي هذه الحالة وبسب ارتفاع العدد الذري للمادة ومقدار السمك اللازم لامتصاص النيترونـات فإنا تكون قادرة على امتصاص طاقة الفوتونات ايضا. والنوع الأخير من التفاعلات هو الاقتناص حيث تقوم نواة المادة الممتصة باقتناص النيترون بعد أن يتم تهدئة ويفقد طاقته من خلال التصادمات المرنة وغير المرنة وتصبح طاقته مساوية لطاقة الاستجابة في بعض المواد أو تصبح طاقته حرارية وتصبح النواة المقتنصة غير مستقرة وتقوم بالانبعاث نتيجة هذا الاقتناص وقد تبلغ الطاقة المنبعثة من هذه النواة بضعة مليون إلكترون فولت كما في انبعاث أشعة جاما وتعتمد في هذه الحالة على نوع نواة المادة.

كمية الطاقة الممنوحة الى نواة المادة من خلال التصادمات المرنة او غير المرنة مهمة جدا في عملية تقييم الجرعة الإشعاعية حيث أن هذه الطاقة تترسب في مسافة صغيرة من المادة وهذا مهم جدا في الوقاية الإشـعاعية لغايـات معرفة مقدار وكثافة الطاقة التي ترسبت في المادة الحية، وفي حالة التصادم المرن فان مقدار الطاقة الممنوحة $E`$ من الطاقة الأصلية للنيترون E في مادة ذات وزن ذري A يمكن معرفته من خلال المعادلة التالية:

$$E - E` = \frac{1}{2}(1-\alpha)E$$

حيث:

$$\alpha = \left(\frac{A-1}{A+1}\right)^2$$

وكما ذكرنا سابقا في حالة ذرة الهيدروجين فان قيمة المعامل α تساوي صفر وبالتعويض بالمعادلة أعلاه فان الطاقة الممنوحة لذرة الهيدروجين تساوي نصف الطاقة الأصلية ($E - E` = 1/2E$ ) ، أما بالنسـبة لمقـدار الطاقة الممنوحة من خلال التصادم غير المرن والذي يحدث للنيترونات ذات الطاقة التي تزيد عن 1 مليون إلكترون فولت تكون قيمة المقطع العرضي اقل تقريبا من 2 الى 3 بارن منه في التصادم المرن ويكون اكثر فعالية في المـواد الثقيلة فان متوسط الطاقة الممنوحة $E`$ من الطاقة الأصلية E يمكن إيجادها كمتوسط من المعادلة التالية:

$$\overline{E}' = 6.4\sqrt{\frac{E}{A}}$$

من المعادلتين السابقتين لو فرضنا بأننا قمنا بعمل درع إشعاعي للنيترونات ذات طاقة 14 مليون إلكترون فولت من الحديد فان الطاقة الباقية للنيترونات بعد التفاعل غير المرن مع مادة الحديد ستكون حوالي 3.2 مليون إلكترون فولت مقارنة مع الماء مثلا فان ذرات الهيدروجين ستمنح نصف هذه الطاقة أي حوالي 7 مليون إلكترون فولـت من خلال التصادم المرن وبالمقابل فان احتمالية حصول التفاعل غير المرن مع الماء قليلة جـدا وسـتكون عمليـة الامتصاص اكثر فعالية من خلال عملية التصادم المرن وما ينطبق على الماء ينطبق على الأنسجة الحية.

توهين وامتصاص النيترونات:

أن التفاعلات المؤدية لتهدئة النيترونات وبالتالي اختزالها من الحزمة النيترونية تكون احتمالية فممكن حدوثه أو عدمه وبالتالي فان شدة الحزمة I_0 ومقدار توهينها عند مرورها من خلال مادة معينة ذات سمك x سيعتمد علـى

مقدار هذا السمك وعلى معامل الاختزال (التوهين والامتصاص) للنيترونات Σ ويكون مقدار التوهين للحزمة I كما في الفوتونات ويمكن معرفته من المعادلة التالية:

$$I = I_0 e^{-\Sigma x}$$

ومن هذه المعادلة فان الحد الآسي يمثل احتمالية أن يقطع النيترون مسافة x بدون حدوث تفاعل له وبالتالي فان Σ تمثل احتمالية تفاعل النيترون خلال المسار الذي يقطعه ، وفي حالة عدم وجود ذرات هيدروجين يمكن إيجاد قيمة هذا المعامل من خلال المقطع العرضي الكلي الذي يساوي 1 بارن لكل ذرة وعدد الذرات N في السنتمتر المكعب من المادة حيث:

$$\Sigma = N\sigma$$

وبالتالي فان قيمة هذا المعامل ستكون cm^{-1} وهو فيزيائيا مماثل لمعامل التوهين في حالة الفوتونات وبالتالي فان معامل الامتصاص الكتلي للنيترونات يساوي Σ/ρ ويكون بوحدة cm^2/g وبما أن معامل الاختزال يمثل ايضا احتمالية عدم حصول التفاعل فان المسار الحر للنيترون قبل حدوث التفاعل يساوي $1/\Sigma$ والذي يعرف بأنة مقدار المسافة المحتملة التي يقطعها النيترون قبل حدوث تفاعل مع المادة.

مثال:

أوجد معامل الاختزال للنيترونات والمسار الحر لنيترونات ذات طاقة تساوي 0.1 مليون إلكترون فولت في مادة الصوديوم التي يبلغ مقدار المقطع العرضي الكلي لها 3.4 بارن على هذه الطاقة؟

الحل:

يبلغ عدد ذرات الصوديوم في السنتمتر المكعب $2.54\times10^{22}\,atom/cm^3$ وعلية فان معامل الاختزال للنيترونات يساوي :

$$\Sigma = 2.54\times10^{22}\,atom/cm^3 \times 3.4\times10^{-24}\,cm^2/atom = 0.0864cm^{-1}$$

والمسار الحر للنيترون يساوي:

$$1/\Sigma = 1/0.0864cm^{-1} = 11.6cm \, .$$

قياس الجرعات الإشعاعية للنيترونات:

لغايات الوقاية الإشعاعية فان قياس الجرعات الإشعاعية الناتجة عن النيترونات في النسيج الحي على قدر كبير من الأهمية ولغايات قياس وحساب الجرعة الناتجة عن امتصاص النيترونات في الأنسجة فأننا نعتمد على معرفة قيمة المقطع العرضي الجهري Σ (القيم معطاة بالجدول (3) لعدد الذرات في السنتمتر المكعب من المواد المكونة للنسيج الحي) الذي من خلاله نستطيع معرفة هذه الجرعات مع ضرورة التمييز بين المقطع العرضي هذا والذي يعطينا التقريب المناسب لمقدار الطاقة التي ترسبت في المادة باستخدام قيم معينة لعملية حدوث التفاعل ومعامل الاختزال Σ المستخدم أيضا لغايات حسابات الدروع الإشعاعية للنيترونات ضمن قيم مقاسه لمادة الدرع.

جدول (3):كثافة الذرات في النسيج الحي والمقطع العرضي على طاقة 5 مليون إلكترون فولت [118].

العنصر	$N(atoms/g)$	f	$\sigma(cm^2)$	$N\sigma f$
الهيدروجين	5.98×10^{22}	0.500	1.5×10^{-24}	4.485×10^{-2}
الأوكسجين	2.69×10^{22}	0.111	1.55×10^{-24}	4.628×10^{-3}
الكربون	6.41×10^{21}	0.142	1.65×10^{-24}	1.5×10^{-3}
النيتروجين	1.49×10^{21}	0.124	1.0×10^{-24}	1.848×10^{-4}
الصوديوم	3.93×10^{19}	0.080	2.3×10^{-24}	7.231×10^{-6}
الكلورين	1.7×10^{19}	0.053	2.8×10^{-24}	2.523×10^{-6}
				$Total=0.051cm^2/g$

فالنيترونات السريعة التي تفقد طاقتها من خلال عملية التصادم المرن في الأنسجة الحية وتتحول الى نيترونات بطيئة يتم اقتناصها من قبل ذرات الهيدروجين $^1H(n,\gamma)^2H$ وذرات النيتروجين $^{14}N(n,p)^{14}C$ مطلقة أشعة جاما للتفاعل الأول بطاقة 2.225 مليون إلكترون فولت وهذه الطاقة قد تترسب في الجسم أيضا و أما التفاعل الثاني وهو التفاعل مع ذرة النيتروجين فانه ينتج عنه بروتون بطاقة 0.626 مليون إلكترون فولت وهو بالتأكيد سيودع طاقته هذه في الجوار القريب جداً بالإضافة الى احتمالية التفاعل مع ذرات النسيج الحي مثل الأوكسجين والكربون. فالنيترونات السريعة لغاية 20 مليون إلكترون فولت تفقد طاقتها بشكل رئيسي من خلال التصادمات المرنة مع انويه الذرات الخفيفة وبالأغلب الهيدروجين بسب انه يمثل العدد الأكبر من الذرات في الماء المكون الأساسي للنسيج الحي كما أن نواة ذرة الهيدروجين تأخذ اكبر قيمة للطاقة من النيترون والتي تبلغ نصف طاقة النيترون في الأقصى. وفي هذه الحالة فأننا نعتمد مبدئيا على هذا التفاعل الأول لوصف الطاقة المترسبة بالجسم حيث انه من المحتمل جدا أن يترك النيترون المتشتت من هذا التصادم الجسم قبل حصول التفاعل أو التصادم الثاني وحتى لو أن هذا التفاعل حدث فان الطاقة الممنوحة منه ستكون 25 % فقط من الطاقة الأصلية حيث أن التفاعل الأول اخذ 50 % من الطاقة هذا بالإضافة الى أن الجسم البشري ليس بالسمك الكافي لمنح فرصة لحدوث التفاعل الثاني. كمثال لو فرضنا أن نيترون بطاقة 5 مليون إلكترون فولت دخل الجسم والمقطع العرضي للنسيج الحي على هذه الطاقة يساوي $0.0511cm^{-1}$ وبالتالي فان المسار الحر سيكون 20 سم وبما إن سمك الجسم حوالي 30 سم فان الفرصة مهيأة للتفاعل الأول بشكل اكبر بكثير من التفاعل الثاني وللتوضيح نورد المثال التالي.

مثال:

المقطع العرضي للهيدروجين يساوي 1.5 بارن على طاقة 5 مليون إلكترون فولت، احسب مقدار الجرعة الناتجة عن التفاعل الأول من نيترون واحد ؟

الحل:

من الجدول (3) كثافة ذرات الهيدروجين تساوي 5.98×10^{22} ومقدار الطاقة التي يفقدها النيترون تساوي 2.5 مليون إلكترون فولت (نصف الطاقة الأصلية) وبالتالي فان الجرعة تساوي:

$$D = 1n/cm^{2)} \times \frac{5.98\times10^{22} atom/g \times 1.5\times10^{-24} cm^2/atom \times 2.5MeV \times 1.6\times10^{-6} erg/MeV}{100 erg/g.rad}$$

$$= 3.6\times10^{-9} rad$$

وهذه قيمة الجرعة من نيترون واحد نتيجة التصادم الأول فقط على الفرض التقريبي بالنسبة للتفاعل الأول ولكن عندما يتطلب الأمر دقة اكثر فيأخذ بعين الاعتبار احتمالية التفاعل الثاني وغيره من التفاعلات مع الذرات الأخرى أيضا أي أن التفاعل يأخذ بالمجمل مجموع تسلسل التفاعلات بالإضافة الى التفاعل مع الذرات الأخرى وذلك على اعتبار قيمة معامل التجزئة لمكونات النسيج f كما هو معطى بالجدول (3) الذي تم إيجاده من الوزن الذري للعنصر M حسب المعادلة التالية:

$$f = \frac{2M_i}{(M_i+1)^2}$$

ومن ثم يتم احتساب مجموع المقاطع العرضية لكل عنصر مضروب في كثافته الذرية (عدد الذرات في السنتمتر المكعب) مضروبا في معامل التجزئة ويتم التعويض في الحساب على الطاقة الأصلية للنيترون أي قبل حدوث تفاعل منفرد مع الهيدروجين. وكمثال من الجدول (3) نجد أن مجموع $N\sigma f$ لكافة الذرات يساوي $0.0512 cm^2/g$ وبالتالي فان الجرعة الناتجة عن نيترون واحد طاقته 5 مليون إلكترون فولت تساوي:

$$D = (1n/cm^{2)} \times \frac{0.0512 cm^2/g \times 5 MeV \times 1.6022\times10^{-6} erg/MeV}{100 erg/g.rad} = 4.1\times10^{-9} rad$$

من المثال أعلاه نجد بان قيمة الجرعة لمجموع كافة التفاعلات مع كافة العناصر كانت أعلى بحوالي 12 % فقط عن قيمة الجرعة من التفاعل الأول فقط وهذا يعني أن ما مجموعة 88 % من الجرعة هي نتيجة التفاعل الأول وهو التصادم المرن مع ذرات الهيدروجين ومع ذلك فان الأمثلة التي تم ذكرها على اعتبار أن للنيترون طاقة واحدة وفي حالة أن كانت طاقة النيترونات متنوعة فانه يجب عمل حسابات منفصلة لكل طاقة من الطاقات.

الجرعة الإشعاعية من النيترونات الحرارية:

النيترونات الحرارية تمنح الجسم جرعة إشعاعية عند دخولها الجسم في حالة أن تم امتصاصها من انويه الذرات في الجسم حيث يوجد تفاعلين على قدر من الأهمية هما اقتناص النيترون الحراري من قبل ذرة الهدرجين أو من قبل ذرة النيتروجين حيث أن الأول ينتج عنة أشعة جاما بطاقة 2.225 مليون إلكترون فولت والثاني ينتج عنة انبعاث بروتون بطاقة 0.626 مليون إلكترون فولت كما ذكرنا سابقا حيث تكون الجرعة الناتجة عن طاقة البروتون تساوي:

$$D_p = \frac{\phi \times N \times \sigma_n \times E_p \times 1.6022\times10^{-6} erg/MeV \times 3600 s/h}{100 erg/g.rad}$$

وبما أن المقطع العرضي للنيترون الحراري لذرة النيتروجين يساوي 1.83 بارن وعدد الذرات N يساوي 1.49×10^{21} فان المعادلة أعلاه تصبح:

$$D_p(N) = \phi \times 9.845\times10^{-8} rad/h$$

أما الجرعة الناتجة عن تفاعل النيترون مع ذرة الهيدروجين فأنا تكون مهمة في حالة التشعيع الكامل للجسم أو بمساحة كبيرة حيث انه هناك احتمالية بان يمنح الفوتون الناتج عن هذا التفاعل طاقته خارج الجسم وبما أن الماء يتوزع بشكل منتظم في الجسم فانه يكون في هذه الحالة الهدف والمصدر المشع بان واحد، وبالتالي فان مقدار تدفق الفوتونات يكون مساوي لمقدار تدفق النيترونات مضروبا في عدد الذرات مضروبا في المقطع العرضي للهيدروجين على طاقة النيترون الحرارية وتحسب الجرعة للفوتونات من خلال مقدار التدفق وطاقة الفوتون الناتج وتكون الجرعة الكلية هي مجموع الجرعتين فقط في حالة ضرب كل جرعة بمعامل النوعية المناسب وتكون الجرعة في هذه الحالة جرعة فعالة وتقاس بوحدة السيفرت.

مثال:

احسب مقدار الجرعة الكلية الناتجة عن تعرض كامل الجسم للنيترونات بتدفق مقداره 10000 نيترون في الثانية؟

الحل:

الجرعة الناتجة عن البروتون الناتج من تفاعل النيترون مع ذرة النيتروجين تساوي:

$$D_p(N) = 10^4 \times 9.845 \times 10^{-8} \, rad/h = 0.98 \, mrad/h$$

والجرعة الناتجة عن أشعة جاما الناتجة من تفاعل ذرة الهيدروجين مع النيترون تحسب من خلال مقدار تدفق أشعة جاما، وتدفق أشعة جاما يحسب من مقدار تدفق النيترونات وكثافة ذرات الهيدروجين والمقطع العرضي للهيدروجين على طاقة النيترون الحرارية ويساوي:

$$\phi_\gamma = 10^4 \times 5.98 \times 10^{22} \, atoms/g \times 0.333 \times 10^{-24} \, cm^2/atom = 198.5 \, photon/s.g$$

والجرعة الناتجة عن ذرة الهيدروجين تساوي:

$$D_\gamma(H) = \frac{198.5 \, p/s.g \times 2.225 \, MeV \times 0.278 \times 1.6022 \times 10^{-6} \, erg/MeV \times 3600 \, s/h}{100 \, erg/g.rad}$$

$$= 7.08 \, mrad/h$$

على طاقة البروتون 0.626 مليون إلكترون فولت يكون معامل النوعية يساوي 2 وبالتالي فان الجرعة الكلية الناتجة تساوي:

$$D_T = Q_p \times D_p + Q_\gamma \times D_\gamma = 2 \times 0.98 \, mrad/h + 1 \times 7.08 \, mrad/h = 9.04 \, mrem/h$$

لأغراض الوقاية الإشعاعية يتم التعبير عن شدة النيترونات بواسطة التدفق أو معدل التدفق على اعتبار أن مصدر النيترونات نقطي وكما وضحنا في المثال السابق بان هناك علاقة بين الجرعة والتدفق لكل طاقة معينة وهذه العلاقة مبينة من خلال القيم في الجدول (4) حسب ما صدر عن المجلس الوطني الأمريكي للوقاية الإشعاعية *(NCRP)* في تقريرها رقم 112 لسنة 1987 والذي تم تبنيه من قبل هيئة الطاقة الأمريكية في تشريعها رقم 10 *CFR20* لسنة 1993 بعد الآخذ بتوصيات المجلس بضرب كل من القيم بمعامل النوعية للنيترونات الذي يبلغ من 2-2.5 . حيث أن الجدول يبين قيمة التدفق اللازم من النيترونات لإعطاء جرعة إشعاعية فعالة مقدارها واحد ملي رم [118].

الجدول (4): مقدار التدفق للنيترونات والذي يعطي جرعة مقدارها 1 ملي ر؟/ساعة

طاقة النيترون eV	مقدار التدفق $(n/cm^2.s)$ الذي يعطي $(1mrem/h)$	
	10 CFR 20	NCRP
0.025	272	112
0.1	272	112
1	224	112
10	224	112
100	232	116
1000	272	112
10000	280	120
100000	46	16
500000	10.8	6.4
1000000	7.6	3.88
5000000	6.4	3.88
10000000	6.8	3.2
14000000	4.8	2.72
60000000	4.4	-
100000000	5.6	-

مثال:

احسب معدل الجرعة المكافئة على بعد متر واحد من مصدر غير مدرع من البلوتنوم – بيريليوم ذو شدة إشـعاعية تبلغ $3\times10^7\,n/s$ حيث متوسط الطاقة لهذه النيترونات يبلغ 4.5 مليون إلكترون فولت؟

الحل:

التدفق يساوي شدة المصدر S على المساحة ، وبما أن طاقة النيترونات 4.5 مليون إلكترون فولـت ومـن الجدول(4) أعلاه نجد بان جرعة مكافئة مقدارها 1 ملي ر؟ /ساعة تنتج عن تدفق يسـاوي $6.4n/cm^2$ أو أن جرعة مقدارها 0.156 ملي ر؟/ساعة ستنتج عن نيترون واحد على هذه الطاقة لذا نجد مقدار التدفق على بعـد متر واحد ثم نضربه بمقدار الجرعة المكافئة الناتجة عن نيترون :

$$D=\frac{S(n/s)}{4\pi r^2}\times D(1n)=\frac{3\times10^7\,n/s\times0.156(mrem/h)/(n/cm^2.s)}{4\pi(100)^2}=37.2mrem/h$$

الدروع النيترونية:

بالعادة يتم عمل الدروع النيترونية من مواد ذات القابلية العالية على التفاعل مع النيترونات وبالتالي امتصـاص طاقتها واختزالها من الحزمة النيترونية مما يقلل مقدار تدفقها وطاقتها وبالتالي الجرعة الناتجـة عنـها. فالـدروع المستخدمة للوقاية من النيترونات السريعة تكون من مواد ذات قابلية لحدوث التصادمات المرنة وغير المرنة بالإضافة

الى احتواها على مواد ذات قدرة على اقتناص النيترونات المتباطئة فالمواد المحتوية على الهيدروجين بنسبة عالية مـن المواد المفضلة لعمل الدروع مثل مادة البرافين والماء وبالأخص لنيترونات عالية الطاقة وبما أن التصادمات غير المرنة تولد أشعة جاما نتيجة رفع النواة الى حالة الإثارة فان إضافة مواد أخرى مثل البورون (الممكن استخدامه على شكل حديد معاَّ بالبورون أو على شكل غرافيت مع البورن) والليثيوم يقلل بشكل كبير من إنتاج هذه الأشعة لان مثل هذه المواد تتفاعل مع النيترونات مولدة جسيمات ألفا باحتمالية كبيرة جدا وجسيمات ألفا من المعروف عنها بأنها ذات مدى قصير جدا في المادة رغم وجود انبعاث لأشعة جاما مرافق لهذه التفاعلات نتيجة وجود هذه الذرات في الحالة المثارة مثل ذرة الليثيوم 7 إلا أن أشعة جاما المنتجة تكون ذات طاقة اقل (0.48 مليون إلكترون فولـت) بكثير من أشعة جاما الناتجة عن تفاعل ذرات الهيدروجين. وبشكل عام فأنه يمكن عمل دروع نيترونية مكونة مـن عدة مركبات على شكل طبقات فالتدريع للنيترونات السريعة يمكن استخدام طبقة أولى مـن مـواد متوسـطة أو مرتفعة العدد الذري وذلك لفقدان الطاقة بواسطة التصادم غير المرن والطبقة الثانية من مواد منخفضة العدد الذري حيث يكون فقدان الطاقة بواسطة التصادمات المرنة والطبقة الثالثة تعمل من مواد ذات مقطع عرضي عالي لاقتناص النيترونات التي تم تدئتها والطبقة الأخيرة تعمل من مواد ذات عدد ذري كبير لامتصاص أشعة جاما المنتجة، ويمكن بدلا عن عمل الدروع بشكل طبقات عملها كخليط متجانس من هذه المواد لتخفيض التكاليف.

حساب مقدار الدرع النيتروني اللازم يشابة لحد بعيد حسابات الدروع الإشعاعية للفوتونات ذات الحزمـة الإشعاعية المنتظمة هندسيا وباستخدام معامل الاختزال Σ للنيترونات ومن خلال المعادلة التالية والتي تم الإشـارة أليها سابقاً:

$$I = I_0 e^{-\Sigma x}$$

وبما انه يعبر عن شدة النيترونات بمقدار تدفقها على مسافة معينة وبالتالي تقود الى مقدار الجرعة فأنة من الممكـن استخدام القيم المعطاة في الجدول (5) لاحتساب الجرعة خارج الدرع D كما يلي:

$$D = D_0 e^{-\Sigma x}$$

وبما أن هناك نيترون متشتتة بكافة الاتجاهات ويمكن أن ترتد الى الحزمة نفسها مما يؤدي الى جرعة إضـافية فمـن الأفضل كما في الفوتونات إدخال قيمة معامل البناء B وقيمة هذا المعامل المستخدمة في الحسابات بشكل عام هي 5 للماء والبرافين ولغاية سمك 20 سم وتصبح معادلة الحساب كما يلي:

$$D = B \times D_0 e^{-\Sigma x}$$

في النيترونات يكون معامل الاختزال اكثر تعقيدا وتغيرا من عنصر الى أخر من معامل التوهين في الفوتونات كون المقطع العرضي للنيترونات شديد التعقيد نظرا لتغير الاستجابة من طاقة الى أخرى وعموما فان معامل الاختزال Σ للنيترونات للمواد المختلفة يحسب تجريبيا لكل مادة وهذه القيم معطاة في الجدول (5) وبوجود طبقة مـن مـادة محتوية على الهيدروجين وبعكس ذلك فان Σ يحسب من المقطع العرضي وعدد الـذرات في المـادة $(\Sigma = N\sigma)$ حسب طاقة النيترونات أما في حال استخدام مواد مثل الحديد أو الأسمنت أو الرصاص فيستخدم المقطع العرضـي المجهري لحساب مقدار التوهين الحاصل على الحزمة النيترونية.

مثال:

احسب مقدار الجرعة من مصدر $(Pu-Be)$ بشدة تبلغ $3\times10^{7} n/s$ حيث متوسط الطاقة لهذه النيترونـات يبلغ 4.5 مليون إلكترون فولت إذا تم تدريعه بسمك 25 سم من الماء؟

الحل:

كون المادة هي الماء فهو بالتأكيد يحتوي على نسبة كافية من الهيدروجين لذا فأنة من الممكن استخدام القيم الواردة في الجدول (5) حيث قيمة Σ للماء تساوي $\Sigma = 0.103cm^{-1}$ وباستخدام معامل البناء B بقيمة 5 وبما أن قيمة الجرعة كانت 37.2 ملي رم/ساعة كما أوجدناها في المثال السابق فان الجرعة بعد الدرع يساوي:

$$D = B \times D_0 e^{-\Sigma x} = 5 \times 37.2 e^{-0.103cm^{-1} \times 25cm} = 14.2 mrem/h$$

الجدول (5) : قيم معامل الاختزال لبعض المواد بوجود طبقة من مادة محتوية على الهيدروجين للنيترونات السريعة.

المادة	$\Sigma(cm^{-1})$
الصوديوم	0.032
الجرافيت	0.078
الكربون	0.084
الأسمنت	0.089
الماء الثقيل	0.092
الزركونيوم	0.101
الماء	0.103
البرافين	0.106
البوليثيلين	0.111
الرصاص	0.118
البريليوم	0.132
الحديد	0.156
النحاس	0.167
اليورانيوم	0.182
التنجستون	0.212

الكشف عن النيترونات:

بما أن النيترونات جسيمات غير مشحونة فإنها لا تسبب تأين مباشر لذرات المادة وهذا يجعل من الصعوبة الكشف عنها مباشرة من خلال التأين ولكن عند تفاعل هذه النيترونات و إنتاج جسيمات ثانوية أو أشعة ثانوية تقوم هذه الجسيمات المشحونة أو الأشعة الثانوية بعملية تأين ذرات المادة رغم وجود بعض الكواشف المباشرة عن النيترونات بواسطة تحليل الأثر الذي تتركه النيترونات في المواد.

طريقة الكشف عن النيترونات تعتمد على نواتج تفاعل النيترونات مع المادة من خلال عملية التصادم المباشر أو غير المباشر أو الاقتناص ، وهذه تحكم بطاقة النيترونات ففي حالة النيترونات البطيئة (اقل من 0.5 إلكترون فولت) فان عملية الكشف تكون هي الضرورية أما في حالة النيترونات المتوسطة والسريعة فان عملية الكشف وقياس الطيف تكون ضرورية على الأغلب.

ففي حالة النيترونات البطيئة يعتمد الكشف على النيترونات على التفاعل النووي الذي تحدثه فعلى سبيل المثال عندما يتم امتصاص النيترونات البطيئة من قبل ذرة البورن $({}^{10}B(n,\alpha),Li)$ لإنتاج جسيمات ألفا وذرة الليثيوم بالإضافة الى إنتاج أشعة جاما أحيانا من ذرة الليثوم المتهيجة ، التي تحدث تأين في ذرات المادة نتيجة امتصاصهما في

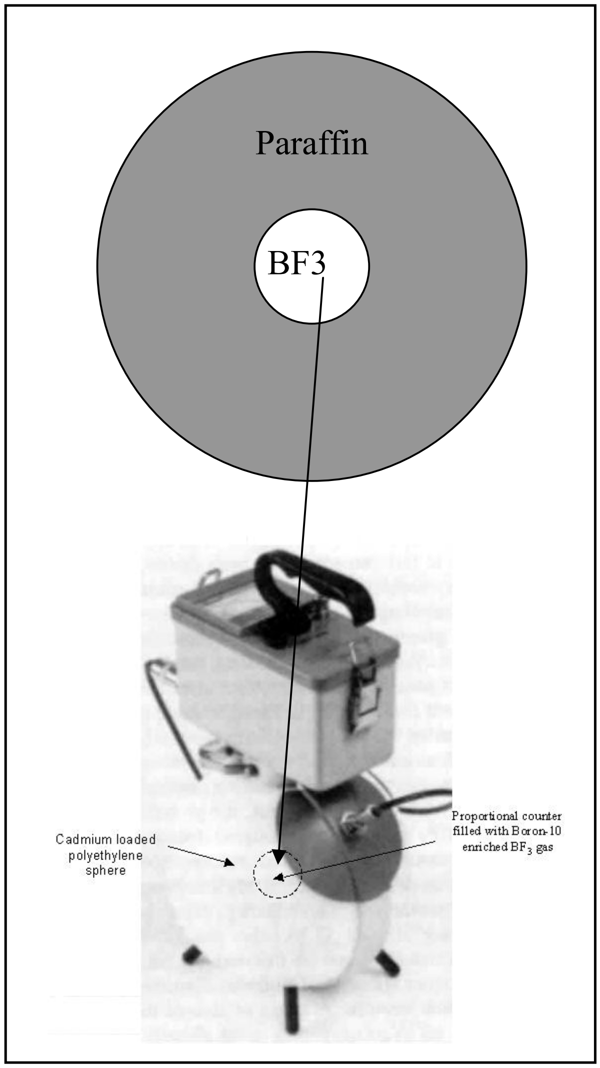
مادة الكاشف ، فإنا تعطينا معلومات كافية عن مقدار الطاقة التي تم اكتسابا من قبل النواتين خلال التفاعـل ، وفي النتيجة يمكننا الكشف عن النيترونات.

ويتم هذا من خلال استخدام كاشف غازي تناسبي باستخدام غاز (BF_3) المشبع بـذرات البـورن 10 في حجرة التأين في الكاشف، فعند دخول النيترون حجم الغاز في الكاشف فأنة كما ذكرنا فـان الانويـة الناتجـة ستحدث تأين لذرات الغاز وفي حالة كان حجم الكاشف بما فيه الكفاية فان طاقة هاتين النواتين سيتم قياسـها في حجرة التأين علما بان قيمة Q للتفاعل ستتوزع نسبيا على نواة ألفا ونواة الليثوم وعلى أشعة جاما في حال إنتاجها والجدول (6) يبين التفاعلات التي يمكن حدوثها نتيجة امتصاص النيترونات وطاقة Q للتفاعـل ويمكـن أيضـا استخدام الكواشف الوميضية المحتوية على مادة البورن أيضا للكشف عن النيترونات أو المحتوية على الليثيوم مثـل بلورات يوديد الصوديوم او يوديد الفلوريد المعالجين بالليثوم . كما انه بالإمكان استخدام بعض المواد الانشـطارية مثل اليورانيوم 233 و235 او البلوتنيوم 239 وتكون الطاقة الناتجة عن هذه التفاعلات بحـدود 200 مليـون إلكترون فولت وتكون الانوية الناتجة عن الانشطار على شكل انويه مشحونة تسبب التأين لذرات مادة الكاشف.

جدول (6) تفاعل النيترونات البطيئة مع العناصر.

قيمة المقطع العرضي	طاقة النواتج (MeV)	قيمة Q	نوع التفاعل
3840	$T_{Li}=0.84$	2.31	$^{10}_{5}B+n\rightarrow^{7}_{3}Li^{*}+\alpha$ 96%
	$T_{\alpha}=1.47$		
	$T_{Li}=1.01$	2.79	$^{10}_{5}B+\rightarrow\ ^{7}_{3}Li+\alpha$ 4%
	$T_{\alpha}=1.78$		
940	$T_{H}=2.73$	4.78	$^{7}_{3}Li+n\rightarrow^{3}_{1}\mathrm{H}+\alpha$
	$T_{\alpha}=2.05$		
5330	$T_{H}=0.19$	0.765	$^{4}_{2}He+n\rightarrow^{3}_{1}H+p$
	$T_{P}=0.54$		

أما في حالة الكشف عن النيترونات السريعة فأنة أيضا يتم الكشف من خلال التفاعلات النووية للنيترونات مع المادة كما في النيترونات البطيئة ألا انه في هذه الحالة يصبح من الضروري تدئة هـذه النيترونـات الى طاقـة النيترونات البطيئة من خلال إحاطة الكاشف بمادة تعمل على تدئة النيترونات بالسمك والشكل الهندسي المناسب كما هو مبين في الشكل (2) .



الشكل (2): الكاشف النيتروني للنيترونات المتوسطة والسريعة وهو عبارة عن حجرة تأين غازية من النوع التناسبي تحتوي على غاز (BF_3) محاطة بمادة البرافين لتهدئة النيترونات.

الفصل السابع

قياس الجرعات الداخلية والوقاية الإشعاعية

في حالة دخول المواد المشعة الى داخل جسم الإنسان من خلال الجهاز الهضمي أو الجهاز التنفسي أو من خلال الجروح فان ذلك يؤدي الى استقرار جزء من هذه المواد داخل الجسم وبالتالي تعرض الجسم لجرعة إشعاعية قد تمتص بالكامل في داخل الجسم أو بعض أعضاء الجسم. ولمعرفة هذه الجرعة الإشعاعية الناتجة عن هذه المواد يلزمنا معرفة مسار وتدفق هذه المواد المشعة الى مختلف أعضاء الجسم والية الدخول والاستقرار في الأعضاء أو معدل التخلص منها وخروجها من الجسم وهذه المعرفة في عمليات الايض والعلاقة بين عمليات الأخذ والامتصاص والترسب والإخراج تؤدي بنا الى معرفة جيدة وحقيقية لمقدار الجرعة الناتجة عن دخول المواد المشعة الى جسم الكائن البشري أو الحي بشكل عام.

وبالإضافة الى هذه المعرفة في آلية الجسم وأعضاءه فقد يلزمنا معرفة آلية وجود وحركة المواد المشعة ومواصفتها في البيئة المحيطة بالإنسان وكيفية دخول هذه المواد المشعة الى داخل الجسم من خلال الطعام والشراب أو التنفس أو من خلال الجلد في حالة الجروح وغيرها ومن ثم معرفة الآلية التي تتحرك وتنتقل بها هذه المواد المشعة داخل الجسم الى مختلف أعضاء الجسم وبالتالي إمكانية معرفة وتقييم الجرعات الناتجة عن هذا الأخذ سواء للعاملين أو العامة أو المرضى الذين تتطلب طبيعية تشخيصهم أو علاجهم اخذ مواد مشعة.

المواد العالقة في الهواء والأخذ الداخلي:

أن عملية اخذ المواد المشعة خلال التنفس تعتبر من أهم وأكثر الطرق المتاحة لدخول المواد المشعة الى جسم الإنسان بالإضافة الى إنها الأكثر تعقيدا بسبب اعتمادها المباشر على حجم جسيمات المواد المشعة وتوزيعها في الهواء المحيط قبل الأخذ وتصريفها بعد عملية دخولها الجسم من خلال الجهاز التنفسي وذلك من خلال ترسبها في الجهاز التنفسي أو انتقالها الى الجسم من خلال الجهاز التنفسي.

فهذه المواد المشعة والتي تعرف بالسابحات أو المتساقطات (*aerosols*) يمكن أن تكون على شكل قطرات سائلة أو ذرات صلبه من الغبار وتكون بالعادة معلقة في الهواء سواء كانت بشكلها السائل أو الصلب وتدخل عن طريق التنفس الى الجهاز التنفسي واهم ميزة لهذه الجسيمات هو الحجم والوزن حيث أن نسبة الوزن الى حجمها أو بالأحرى المساحة السطحية لها وبالتالي التأثير على توازنها الفيزيائي في الجو حيث أنها تخضع للقوى الفيزيائية الطبيعية مثل قوة الجاذبية الأرضية ولزوجة المحيط الذي تسبح فيه حيث يلعب نصف القطر لهذه الجسيمات المتكونة من الذرات المشعة الدور الرئيسي في نسبة تواجدها في الجو والتي يمكن أن تتواجد بشكل جزيئات مستقلة أو تكتل من الجزيئات أو الذرات المشعة. أما العامل الأخر الذي يلعب دورا في نسبة تواجد هذه المواد هو الانتشار الطبيعي لها نتيجة الطاقة الحرارية التي تكسب هذه الجسيمات أو الذرات طاقة حركية تعمل على حركة هذه المواد بشكل

عشوائي ومسارات متعرجة ، ويكون لهذا الانتشار أهمية في الجسيمات والجزيئات التي يقـل قطرهـا عـن 0.5 ميكرومتر. وهذه الحركة العشوائية قد تؤدي الى تكتل هذه الجسيمات الصغيرة لتشكل جسـيمات اكـبر نتيجـة التصاقها ببعض عند التصادم وبالتالي يؤدي الى التأثير على مقدار تركيزها في الجو المحيط.

وبشكل عام فان المواصفات الفيزيائية لهذه السوابح المتساقطة من المواد المشعة تلعب الدور الرئيسي في التأثير على عملية دخول المواد المشعة الى الجسم من خلال الجهاز التنفسي وترسبها فيه أو انتقالهـا الى أعضـاء أخـرى بواسطة الدورة الدموية أو حتى في آلية التخلص منها فعلى سبيل المثال كلما زاد قطر الجسيم فان هناك احتماليـة اكبر لان يتم تنقيته بواسطة الشعيرات الموجودة في الأنف وعدم دخوله الى القصبات الهوائية والـرئتين وكـذلك بالنسبة الى ترسبها على الغشاء المخاطي المبطن للجهاز التنفسي أو انتقالها الى الدورة الدموية.

أن عملية الأخذ للمواد المشعة من خلال الجهاز التنفسي تعتمد على عاملين مهمين ، الأول مقدار تركيـز المواد المشعة في الهواء الذي يتنفسه الشخص ، والثاني معدل التنفس للشخص ، وبالعادة هذا المعدل مرتبط بـالعمر والحالة الفيزيائية والنشاط الجسمي للشخص. أما عملية ترسب هذه المواد ، على سبيل المثال في الجهاز التنفسي فأنها تعتمد على حجمها وعلى انسيابية الهواء داخل الجسم ومثال ذلك فان عملية الترسب في عملية التـنفس خـلال الأنف تختلف عنها في حالة التنفس من خلال الفم ففي الحالة الأولى فان الاحتمالية قائمة لترسب المواد المشـعة في شعيرات الأنف وجدران الأنف و من ثم يتخلص الجسم منها بواسطة الإخراج المخاطي والشعيرات ألأنفيه أمـا في الحالة الثانية فان الترسب قد يكون في الحلق والقصبات ويمكن أن يؤدي الى انتقالها الى العقد الليمفاوية أو الجهـاز الهضمي بواسطة اللعاب والطعام والدورة الدموية والتخلص منها يكون أصعب. هذا بالإضافة الى ترسـبها علـى جدران الأغشية المبطنة للرئتين والشعب التنفسية ، واحتمال أن تنتقل من خلال الدورة الدموية الى بـاقي أعضـاء الجسم ولكن هذا لا يمنع أن تتم معالجة الأخذ من خلال الجهاز التنفسي من خلال الـتخلص وتنظيـف المجـاري التنفسية والرئتين بوسائل المعالجة التنفسية المتعارف عليها طبيا.

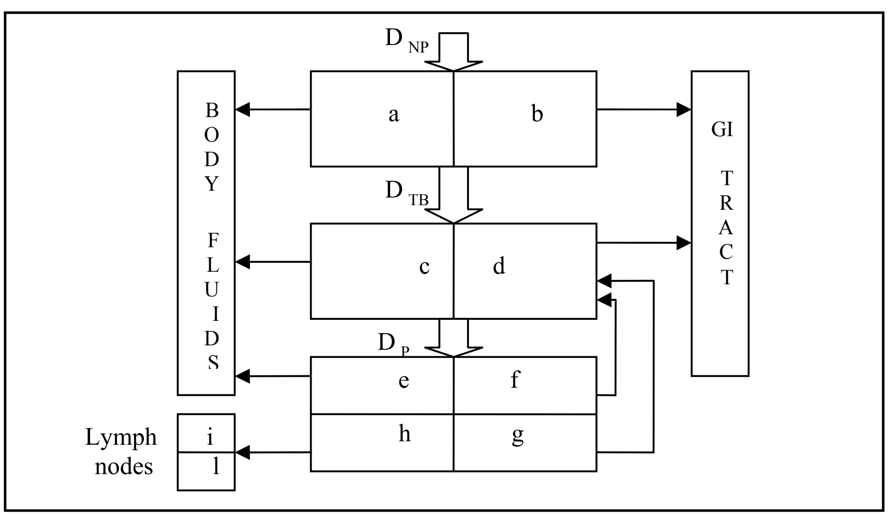
من المعروف جيدا بان الغلاف الجوي يحتوي على العديد من العناصر المشعة بتركيـز مـنخفض في الحالـة الاعتيادية واهم هذه العناصر هي العناصر المشعة الغازية مثل الرادون الذي يتولد من عنصر الراديوم الذي يتواجد في القشرة الأرضية نتيجة لوجود اليورانيوم بشكل طبيعي في مكونات القشرة الأرضية وبتركيز قد يبلغ حـوالي 40 بيكريل لكل كغم وعند تحلل هذا العنصر تكون النتيجة وجود غاز الرادون ضمن هذه السلسة الـذي يتصـاعد ليستقر في الهواء بعمر نصف إشعاعي يبلغ 3.8 يوم وقد يصل تركيز الرادون في الهواء حوالي 15 بيكريل لكل متر مكعب من الهواء ويتضاعف هذا التركيز بشكل كبير جدا في مناجم اليورانيوم والمناجم الأخرى وفي منشات فصل العناصر المشعة في دورة الوقود النووي مما يشكل خطورة على العاملين فيها وهذا الأمر على قدر كبير من الأهمية في الوقاية الإشعاعية حيث أن ترسبه داخل الجسم خلال عملية التنفس يؤدي الى جرعات إشـعاعية كـبيرة نتيجـة استمرار عملية انحلاله داخل الجسم بعد ترسبه وقد يستغرق تأثيره سنوات طويلة جدا. لذا فان عملية اخذ عينـات بشكل مستمر في أماكن العمل لمراقبة مستويات عنصر الرادون أمر في غاية الأهمية لعملية تقدير الجرعات الإشعاعية التي يتعرض لها العاملين في هذا المجال. ولهذه الغاية يستخدم العديد من الأدوات لمراقبة تركيز المواد المشعة في الهـواء مثل جهاز مراقبة الهواء المتواصل حيث يتم قياس كمية الهواء المسحوب *DAC* من خلال هذا الجهاز وبعد أن تتم عملية الفلتره والتي قد تكون على عدة مراحل أو من قياس تركيز المواد المشعة في الهواء من خلال خاصية الانتشار لهذه العناصر حيث انه من خلال هذا الجهاز يتم قياس حجم ووزن العوالق والسابحات من المواد المشعة بالإضافة الى

قياس النشاط الإشعاعي والتركيز للعناصر المشعة في كمية الهواء المار من خلال الجهاز وهذه الأجهزة تستعمل أيضا في مراقبة البيئة وعمليات الرصد البيئي في المناطق المجاورة للمنشئات النووية وغيرها التي تتواجـد فيهـا احتماليـة انبعاثات وإطلاق المواد المشعة الى البيئة.

النماذج المرجعية في قياس الجرعات الداخلية:

لقد وضعت اللجنة الدولية للوقاية الإشعاعية ICRP في تقريرها رقم 23 لسنة 1975 المواصفات المرجعية للإنسان المرجعي من حيث الوزن والطول والتركيب التشريحي والفيزيائي والوظائفي والمكونات للإنسان المرجعـي لاعتماده كمرجع عند عملية قياس الجرعات الإشعاعية الداخلية ثم تم أجراء بعض التعديلات على هذه المواصفات في تقريرها اللاحقة رقم 30 و66 على الوزن والوظائف الحيوية في الجسم بحيث تمثل جسم الإنسان الطبيعي مـن حيث أخذه للمواد المشعة وطرق انتقالها وترسبها وتفاعلها في الجسم وكيفية ومقدار الكميات التي يتخلص منها الى خارج الجسم بالإضافة الى الأوزان التفصيلية للأنسجة والأعضاء وتركيبها وقد سمي هذا بالبديل الوهمي للإنسان أو الإنسان المرجعي وهو يمثل الرجل الغربي بوزنه (70 كغم) وطوله (170سم) ونمطه الغذائي والنشـاط الجسـمي ويعيش في مناخ حراري من 10 الى 20 درجة مئوية. وقد تم من خلال وبالاعتماد على هذه المرجعية أيجاد عـدة نماذج مرجعية لعملية قياس الجرعات الإشعاعية نتيجة الأخذ عن طريق التنفس أو عن طريق الجهاز الهضـمي مـع نماذج لعملية الترسب والانتقال خلال الدورة الدموية والترسب في أنسجة الجسم والعظام والية البقاء للمواد المشعة في الجسم أو التخلص منها خارج الجسم عن طريق العمليات الحيوية من الإخراج والتبول والتعرق والمخاط وغيره.

فعلى سبيل المثال تم اعتماد نموذج للجهاز التنفسي تم بموجبة تقسيم الجهاز التنفسي لعدة أقسام ومقصورات فرعية كما هو مبين بالشكل (1)، منها العلوية *(NP-nasal passage)* والتي تشمل الأنف والحلـق واليـة دخول المواد المشعة والية التخلص منها من خلال المخاط والزفير بافتراض التوزيع الطبيعي لهذه المـواد وبالاعتمـاد أيضا على قطر هذه الجسيمات حيث تم افتراض بان مقدار الترسب أو معامل الترسب D_{NP} في هذه المنطقة يساوي 0.3 حيث وجد بان هذه المنطقة هي الأقل نصيبا من التعرض الإشعاعي نتيجة الأخذ الداخلي للمواد المشعة بسب نشاطية لآلية التخلص من المواد المشعة بواسطة الإفرازات المخاطية والية الفلترة في الشعيرات الأنفيه.



الشكل (1) نموذج توزيع الأقسام والمقصورات للجهاز التنفسي حسب تقرير ICRP رقم 30 لسنة 1979.

إما القسم أو المقصورة التي تليه هي المناطق المتوسطة والتي تشمل القصبات الهوائية والرئتين والشعب الهوائية (TB - trachea and bronchial tree) والية ترسب المواد المشعة على الأغشية المخاطية وانتقالها حيث أن قيمة D_{TB} تساوي 0.08 والقسم الأخير هو الشعيرات الهوائية (P - pulmonary parenchyma) والية انتقال المواد المشعة من خلالها الى الدورة الدموية من خلال عملية التبادل للغازات في الدم معتمدا على قطر هذه الجسيمات التي يمكن لها أن تترسب أو تنتقل من خلال الدم وقيمة D_P تساوي 0.25 هذا بالإضافة الى القسم (L - lymphatic system) الذي يشمل عملية التخلص من المواد المشعة من الرئتين وانتقالها الى الجهاز الليمفاوي. من خلال هذا النموذج للجهاز التنفسي الذي يوضح ألية ومقدار الترسب وما يليه من عملية انتقال للمواد المشعة الى بقية الأقسام الأخرى في الجسم مثل الدم والجهاز الهضمي وغيره. وفي هذا النموذج فان وزن منطقة TB, P, L يساوي كغم واحد والجرعة التراكمية في هذه الأجزاء مكونة من مركبتين أحداهما نتيجة ترسب المواد المشعة في هذه المناطق والأخرى نتيجة الانبعاث الفوتوني للعناصر التي تم انتقالها الى أماكن أو أعضاء أخرى في الجسم حيث يتم الانبعاث في تلك المناطق ويتم امتصاص الفوتون في هذه المناطق.

لقد صنفت اللجنة الدولية للوقاية الإشعاعية *ICRP* المواد المشعة التي يمكن أخذها بواسطة الجهاز التنفسي في تقريرها رقم 30 الى عدة أصناف اعتمادا على مدة بقاءها في الجهاز التنفسي نتيجة عمر النصف الإشعاعي لكل من هذه العناصر المشعة في القسم *P-pulmonary* الى $(D-days, W-weeks, Y-years)$ حيث أن الصنف D يشمل العناصر التي يقل عمر النصف لها عن 10 أيام والصنف W يشمل العناصر التي يبلغ عمر النصف الإشعاعي لها ما بين 10-100 يوم وأكثر من ذلك فأنها تندرج تحت الصنف الأخير Y وهذا التصنيف تم بناء على ألية القدرة على تنظيف المواد المشعة أو التخلص منها من هذه المنطقة سواء بخروجها الى خارج الجسم أو الانتقال الى جزء أخر من الجسم وقد تبع هذا التصنيف تصنيفا أخر مرتبط به ولكنه يعبر عن ألية الامتصاص في الدم وهو بناء على سرعة الامتصاص والتصنيف كما يلي : الامتصاص السريع $F-fast$ والمتوسط M - moderate و البطيء $S-slow$ ولكن سرعة الامتصاص في العقد الليمفاوية والخلايا الليمفاوية أو الانتقال الى الجهاز الهضمي تبقى ثابتة ومتساوية لكل الأصناف.

أما النموذج الآخر هو متعلق بالجهاز الهضمي حيث تم تقسيم الجهاز الهضمي الى أربعة أقسام رئيسية وبدون استخدام مقصورات فرعية أو باعتبار مقصورة أحادية لكل قسم وهذه الأقسام هي المعدة $(ST-stomach)$ و الأمعاء الدقيقة (SI - small intestine) و الأمعاء الغليظة العلوية (ULI) والسفلى (LLI) كما هو مبين في الشكل (2). ويظهر في هذا النموذج بان هناك مسارين للمواد المشعة أحداهما يؤدي الى الدم والأخر الى الأمعاء الغليظة مما يظهر بان المواد التي يتم هضمها هي الوحيدة التي تصل الى الدم وفقط من خلال الأمعاء الدقيقة وبالتالي الى بقية أعضاء الجسم من الدم حيث أن (λ_B) ثابت معدل الانتقال محدد لكل عنصر كيماوي ويعتمد على معامل الانتقال الخاص بالعنصر (f) وبالتالي فان معامل الامتصاص والانتقال للمادة المشعة للدم بعد عملية الهضم يمكن إيجاده من خلال العلاقة التالية:

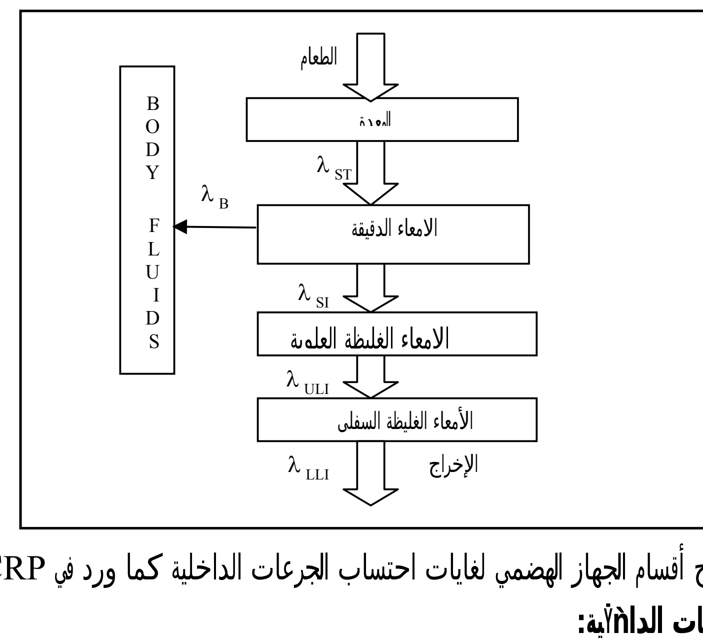
$$f = \frac{\lambda_B}{\lambda_{SI} + \lambda_B}$$

كما تم وضع نموذج ألية للعظام يبين كيفية ترسب المواد المشعة في نسيج العظام والية تراكمها وطبقات العظام معتبرا بان الجزء الحساس للإشعاع هو خلايا إنتاج الدم في نخاع العظم والخلايا القريبة من سطح العظم ومن

هنا فانه تم تقسيم العظم الى جزيئين هما حجرات العظم وقشرة العظم وكل من هذه الأجزاء تم تقسيمه الى سطح العظم وجسم العظم حيث أن جسم العظم يقسم الى مقصورتين فرعيتين هما مقصورة التبادل ومقصورة عدم التبادل للنشاط الإشعاعي وبالتالي فان الأهمية تكمن في المواد المشعة لجسيمات ألفا وبيتا بسب أن مدى هذه الجسيمات يكون قصير جدا مما يؤدي الى وضع طاقتها في هذه الأماكن القريبة بعكس المواد التي ينبعث منها فوتونات أشعة جاما بحيث يكون ترسب الطاقة في أماكن ابعد لذا تم الأخذ بعين الاعتبار تصنيف المواد المشعة مثل العناصر الأرضية والثقيلة والتي يمكن أن تترسب في العظم والعناصر التي يزيد عمر النصف لها عن 15 يوم مما يؤدي الى تراكمها على سطح العظم ومن ثم يتم تغلغلها الى منتصف العظم نتيجة التراكمات اللاحقة في عملية بناء العظم وتشكل في هذه الحالة طبقة وسطية في العظم لا يمكن لها أن تعود الى بلازما الدم ومن ثم تنتقل الى أماكن أخرى وتصبح في هذه الحالة غير تبادلية، أما العناصر التي يقل عمر النصف لها عن 15 يوم التي تستقر على سطح العظم ويمكن خلال عدة أيام أن تعود الى الدم أو الأنسجة المجاورة على اعتبار بان العظم يشكل مخزون احتياطي لبعض العناصر بالإضافة نوع الإشعاع الصادر عن كل منها يؤخذ بعين الاعتبار من حيث التأثير على الأنسجة المجاورة للعظم أو المناطق الأبعد معتمدا على نوع وطاقة الإشعاع لذا فان هذا الجزء من جسم العظم يعتبر مقصورة تبادلية. فعلى سبيل المثال فان مقدار بقاء عنصر Sr بعد عشرة سنين من التعرض تكون بمقدار 7.1% [134] بينما يمكن حساب مقدار بقاء للراديوم $R(t)$ من خلال العلاقة التالية:

$$R(t) = 0.54t^{-0.52}$$

حيث أن قيمة 0.54 هي المقدار المتبقي بعد يوم واحد من الأخذ و t الزمن المنقضي بعد عملية الأخذ. ولكن بالعموم فان معظم النماذج المعتمدة في آلية ترسب وبقاء المواد المشعة بالعظم ترجح عدم تأثر مقدار الإشعاع الناتج عن هذه المواد المترسبة بالعمليات الحيوية للعظام.



الشكل (2) نموذج أقسام الجهاز الهضمي لغايات احتساب الجرعات الداخلية كما ورد في ICRP [91].

طرق حساب الجرعات الداخلية:

من المسلم به بان الجرعة الإشعاعية الممتصة D تساوي مقدار الطاقة المودعة من الإشعاع في وحدة الكتلة والتي تقاس بوحدة الجري والذي يساوي مقدارا من الطاقة يبلغ جول واحد لكل كغم من المادة، كما أن تأثير

الإشعاع على الأنسجة الحية يختلف باختلاف نوع الإشعاع ومدى تأثيره على الخلايا الحية حيث يختلف تأثير الفوتونات عن تأثير الجسيمات مثل بيتا وألفا والنيترونات وهذا الأمر قد تم توضيحه سابقا بما يعرف بمعامل النوعية للإشعاع Q أو معامل الترجيح الإشعاعي W_R كما تم التعارف علية لاحقا وحسب القيم المبينة بالجدول (1) وهذا التحديث أدي الى تعريف الجرعة المكافئة H_T الناتجة عن الإشعاع كما يلي:

$$H_T = \sum_R w_R D$$

وبما أن الأثر الإشعاعي يختلف أيضا من نسيج الى أخر لذا ادخل تعريف العامل المرجح للنسيج نفسه W_T وحسب القيم المبينة في الجدول (2)فان هذا أدي الى ظهور تعريف أخر مرتبط بمقدار تأثير نوع الإشعاع في نسيج معين T عرف بالجرعة الفعالة E والتي تساوي:

$$E = \sum_T w_T H_T$$

الجدول (1) العامل المرجح للإشعاع.

العامل المرجح للإشعاع W_R	Radiation Type and Energy
1	الفوتونات بمختلف الطاقات
1	الالكترونات ، جسيمات بيتا والميزونات ، بمختلف الطاقات
5	النيترونات < 10 keV
10	النيترونات 10 keV – 100 keV ‘‘
20	النيترونات > 100 keV – 2 MeV
10	النيترونات > 2 MeV – 20 MeV
5	النيترونات > 20 MeV
20	جسيمات ألفا ونواتج الانشطارات النووية

الجدول(2) قيم العامل المرجح للأنسجة كما وردت في توصيات ICRP في تقريرها رقم 60 لسنة 1990 [88].

W_T	Tissue or Organ
0.20	(الغدد التناسلية) Gonads
0.12	(نخاع العظم) Bone Marrow
0.12	(القولون) Colon
0.12	(الرئة) Lung
0.12	(المعدة) Stomach
0.05	(المثانة البولية) Bladder
0.05	(الثدي) Breast
0.05	(الكبد) Liver
0.05	(المرئ) Esophagus
0.05	(الغدة الدرقية) Thyroid
0.01	(الجلد) Skin
0.01	(سطح العظم) Bone surface
0.05	(باقي الأعضاء والأنسجة) Remainder

وبما التعرض الإشعاعي سواء من مصدر خارجي أو داخلي يؤدي الى خطورة محتملة وبشكل تراكمي مع مرور الزمن ومن هنا ولغايات الوقاية الإشعاعية تم الافتراض بان التأثير البيولوجي للإشعاع وخطورته مرتبطة ارتباط خطي مع الجرعة المكافئة موزعة على العضو أو النسيج موضع الخطورة بغض النظر عن وقت التعرض لهذا الخطر وبالتالي فان الجرعة التراكمية خلال زمن معين τ كما يلي لمعدل جرعة مكافئة:

$$H_T(\tau) = \int_{t_0}^{t_0+\tau} \dot{H}_T(t)dt$$

وفي حال عدم تحديد زمن الجرعة التراكمية فأنا تعتبر 50 سنة للبالغين و70 سنة للأطفال مـن بـدء الأخـذ أو التعرض.

لقد تم تعريف معامل الجرعة $(Dose\,Coefficient - h_T(\tau))$ في منشورات $ICRP$ على انه مقـدار الجرعـة المكافئة لكل وحدة اخذ من المواد المشعة ورمز لها بالحرف الأصغر من رمز الجرعة المكافئة أي أن معامل الجرعـة تساوي الجرعة المكافئة مقسومة على مقدار الأخذ I ويمكن كتابتها بالشكل التالي:

$$H_T(\tau) = I \times h_T(\tau)$$

وهذا المعامل للجرعة تم اعتباره على قدر من الأهمية لغايات الوقاية الإشعاعية وذلك لتعريف حدود الأخـذ الداخلي السنوية ALI - Annul Limit Intake حيث أن هذه الوحدة تعتـبر ثانويـة في حسـابات الجرعـة الإشعاعية والتي تعرف بأنا مقدار الأخذ I الأكثر من المواد المشعة بواسطة التنفس أو الهضم أو عن طريـق الجلـد والتي تحقق شروط أن لا تتجاوز هذه الجرعة التراكمية الناتجة عن الأخذ الحدود السنوية للجرعة التي يتعـرض لهـا الشخص وهي 100ملي سيفرت / السنة لكل خمس سنوات متتالية وبمعدل 20 ملي سيفرت في السنة على أن لا تتجاوز 50 ملي سيفرت لكل سنة مفردة لكل الجسم وقد تستخدم قيمة 500 ملي سيفرت للتـأثيرات العتبيـه لبعض الأجزاء في الجسم. في الحدود المعتمدة سابقا كانت حدود الجرعة تساوي 50 ملي سيفرت في السـنة وفي هذه الحالة فان الشرط يمكن التعبير عنه رياضيا كما يلي:

$$I\sum_T w_T h_T(\tau) \le 50mSv$$

أما حسب الحدود الحديثة للجرعة:

$$I\sum_T w_T h_T(\tau) \le 20mSv$$

وهذه الشروط تنطبق مع أن الخطر السنوي الناتج عن الأخذ يمثل مقدار الجرعة لسنة واحدة فقط ولـيس لجرعـة تراكمية لكل المدة التي يتعرض لها العامل طول فترة حياته. وقيم معامل الجرعة والحد السنوي للأخذ تم إيجادها من التعريف المعتمد للرجل المرجعي وقد تم جدولتها لكل من العناصر المشعة وقد تم الأخذ بعين الاعتبار الانوية المشعة الوليدة نتيجة الانحلال الإشعاعي وهذه القيم الدولة يمكن استخدامها لغايات تقدير الجرعـات الإشـعاعية مـع ملاحظة بأنة في حالة وجود أكثر من عنصر من العناصر المشعة أو وجود مصادر تعرض إشعاعي خارجي أيضا يجب أخذها بعين الاعتبار من حيث المحافظة على هذه الحدود ويتم ذلك بتقليل قيمة حد الأخذ السنوي بما يضمن عـدم تجاوز هذه الحدود نتيجة المجموع الكلي من التعرضات الناتجة.

ومن هنا فان الوكالة الدولية للطاقة الذرية قد أوصت بوثيقة سلسة الأمان رقم 115 لسنة 1996 طريقـة حساب الجرعة المودعة الفعالة للشخص الواحد الناتجة عن إشعاع خارجي نافذ والجرعة المودعة لـنفس الشـخص والناتجة عن الأخذ الإشعاعي الداخلي كما يلي:

$$E_T = H_P(d) + \sum_j e_j(g)I \le 20mSv$$

$$\sum_j e_j(g)I = \sum e(g)_{j,Ing} I_{j,Ing.} + \sum e(g)_{j,Inh.} I_{j,Inh.}$$

حيث أن $H_P(d)$ مقدار الجرعة الناتجة عن التعرض للإشعاع خارجي و $\sum_j e_j(g)I$ الجرعة الناتجة عن الأخذ الداخلي سواء أن طريق الهضم أو التنفس أو من خلال الجروح، و $\sum e(g)_{j,Ing}I_{j,Ing.}$ هي الجرعة الكلية نتيجة الأخذ عن طريق الهضم و $\sum e(g)_{j,Inh.}I_{j,Inh.}$ هي مجموع الجرعة الناتجة عن الأخذ عن طريق التنفس.

تم التعبير عن المعادلات أعلاه بواسطة الجرعة الإشعاعية الفعالة المودعة وحدود الجرعة ولكن بالإمكان التعبير عن هذه المعادلة بواسطة حد الجرعة DL الكلية وقيمة الأخذ I وحدود الأخذ السنوي ALI أيضا رغم أن الأخيرة هي قيمة ثانوية وبالتالي فان المعادلة أعلاه يمكن صياغتها بالشكل التالي:

$$\frac{H_P(d)}{Dl}+\sum_j \frac{I_{j,Ing.}}{ALI_{j,Ing.}}+\sum_j \frac{I_{j,Inh.}}{ALI_{j,Inh.}}\le 1$$

من القيم الأخرى المستخدمة في عمليات احتساب الجرعات الإشعاعية الداخلية هو ما يعرف بتركيز الهواء المستنشق *(DAC-Derived air concentration)* والذي يعرف حسب ما ورد عن اللجنة الدولية للوقاية الإشعاعية ICRP بأنة تركيز المواد المشعة في حجم الهواء (بيكريل/ متر مكعب) والذي يتم تنفسه من قبل الإنسان المرجعي حيث يبلغ معدل التنفس للإنسان في الوضع الطبيعي بدون إجهاد 0.02 متر مكعب لكل ثانية وبما أن عدد ساعات العمل السنوية تبلغ 2000 ساعة وهي مجموع 50 أسبوع عمل وكل أسبوع يشمل R س أيام عمل وكل يوم 8 ساعات ومن خلال هذا الزمن نستطيع احتساب مقدار DAC كما يلي:

$$DAC=\frac{ALI}{(0.02m^3/\min)\times 2000hr\times(60\min/hr)}=\frac{ALI}{2400}Bq/m^3$$

عند ترسب المواد المشعة في جزء أو عضو معين من الجسم فان هذا الجزء أو العضو سيكون مصدر الإشعاع ويرمز له بالرمز *(S-Source)* ولكن عند امتصاص الإشعاع الصادر من المصدر فأنه من المحتمل أن يكون نفس الجزء أو العضو أو في جزء أو عضو أخر من الجسم حسب نوع الإشعاع وفي هذه الحالة فان الجزء الممتص لطاقة الإشعاع يدعى بالهدف ويرمز له *(T-Target)*. وهذا الأمر يؤدي الى ظهور مصطلح جديد وهو معامل الامتصاص AF والذي يعرف بأنة مقدار الطاقة الممتصة في منطقة الهدف مقسومة على مقدار الطاقة المنبعثة من المصدر وكما هو موضح بالعلاقة التالية:

$$AF=\frac{E_{absorbed\ \mathrm{at\ T}}}{E_{emitted\ \mathrm{in}\ S}}$$

ومن خلال هذا التعريف أصبح من الواضح بان الجسيمات المشحونة مثل ألفا وبيتا فأنا ستنبعث من نفس العضو أو الجزء وستمتص في نفس العضو أيضا أي إن المصدر والهدف هما عضو واحد وفي هذه الحالة يساوي معامل الامتصاص 1 أما في حالة الفوتونات فان هناك احتمالية كبيرة لانتقال هذا الفوتون خارج العضو المصدر لتمتص طاقته في عضو أخر وبالتالي فان معامل الامتصاص سيقع بين القيمة 0 و القيمة 1.

هناك أيضا تعريف الطاقة الفعالة النوعية وهي عبارة عن الطاقة الفعلية المودعة في العضو أو النسيج وتعرف بأنا معدل الجرعة المكافئة في العضو أو النسيج المستهدف لكل وحدة نشاط إشعاعي من العضو أو النسيج المصدر الممتصة في وحدة الكتلة في العضو المستهدف ويرمز لها بالرمز $SSE(T\leftarrow S)$ أي إنا تعبر عن حقيقة مقدار الجرعة المكافئة لكل انبعاث إشعاعي وقيمتها تعتمد على نوع الإشعاع وشدته المنبعث من العضو المصدر

وامتصاصها من قبل العضو الهدف ووحدة هذه الطاقة هو مليون إلكترون فولت/ غم . انبعاث(بيكريل) كما هو معرف من قبل اللجنة الدولية للوقاية الإشعاعيةICRP.وبذلك فأن مقدار الجرعة المكافئة التراكميـة في العضـو المستهدف T من مصدر إشعاعي S لكل وحدة اخذ داخلي بالنسبة لمعامل الجرعة تساوي:

$$h_T = \sum_S \sum_j U_{S,j} SSE(T \leftarrow S)_j$$

حيث أن $U_{S,j}$ هو عدد الانبعاثات النووية للمادة المشعة j من العضو المصدر S خلال الفترة التي يـتم فيهـا احتساب الجرعة التراكمية ويتم احتساب قيمتها من خلال تكامل قيمة النشاطية الإشعاعية في الفتـرة الزمنيـة τ كما يلي:

$$U_{S,j} = \int_0^{\tau} q_{S,j}(t)dt$$

$$q_{S,j}(t) = Activity$$

لو افترضنا ألان عملية اخذ داخلي لمادة مشعة مفردة، سوف ينتج عن هذا الأخذ جرعة إشعاعية $D`_{50,i}$ كمعـدل لكامل الجرعة الموزعة على كل العضو المستهدف من إشعاع من النوع i خلال مدة 50 سنة تليه لهذا الأخذ، فان قيمة الجرعة المكافئة التراكمية خلال هذه الفترة ستساوي:

$$H_{50} = \sum_i Q_i D`_{50,i}$$

حيث أن Q - $(Q = W_R)$ - هو معامل النوعية لنوع الإشعاع i حسب ما مبين في الجدول (1)، ونظـرا لان العضو المستهدف T سيتعرض للإشعاع من المادة المشعة فيه ومن الإشعاع المنبعث من أعضاء أخرى أيضا. ولكن في حالة أن قيمة الجرعة المكافئة التراكمية للعضو الهدف والعضو المصدر ستكون نفسها فان العلاقة أعـلاه يمكـن كتابتها كما يلي:

$$H_{50}(T \leftarrow S) = Q_i D`_{50}(S \leftarrow T)$$

وتكون مقدار الجرعة المكافئة التراكمية لخمسين عام موزعة كمعدل على العضو المستهدف T نتيجة الإشعاع نوع i من العضو المصدر S وهنا لكل انبعاث تام من المادة المشعة j في العضو المصدر فان قيمـة الجرعـة المكافئـة وباستخدام الطاقة النوعية الفعالة SEE من نوع الإشعاع i بعد تعديلها أو ترجيحها بمعامل النوعيـة المناسـب ستساوي:

$$SEE(T \leftarrow S)_i \frac{MeV}{g} \times \frac{1.6\times10^{-13} J/MeV}{10^{-3} kg/g} = 1.6\times10^{-10} SEE(T \leftarrow S)_i Sv$$

حيث أن القيمة 1.6×10^{-10} تظهر دائما كثابت في الحسابات والمعادلات حيث أنة لـو افترضـنا بـان عـدد الانبعاثات U من مادة مشعة نوع j في العضو المصدر S في حالة انحلال نووي على مدى خمسين عام بعد عملية الأخذ فان الجرعة المكافئة التراكمية H_{50} كمجموع لكل أنواع الإشعاع i المنبعثة من العنصر المشع j ستكون:

$$H_{50}(T \leftarrow S) = 1.6\times10^{-10}\left[U_S \sum_i SEE(T \leftarrow S)_i\right]_j Sv$$

أما في حالة أن الذرات الوليدة عن انحلال العنصر j كانت ذرات مشعة أيضا ففي هذه الحالة يجب علينـا اخـذ المجموع الكلي لكل أنواع الإشعاع i الناتج عن مجموع الكلي للعناصر المشعة الناتجة عن العنصر j الموجـودة في

العضو المصدر S لإيجاد الجرعة المكافئة التراكمية في العضو المستهدف T وفي هذه الحالة فان العلاقة المبينة أعـلاه ستصبح بالشكل التالي:

$$\sum_j H_{50}(T \leftarrow S) = 1.6 \times 10^{-10} \sum_j \left[U_S \sum_i SEE(T \leftarrow S)_i \right]_j Sv$$

أما الحالة الأخرى عندما لا تكون الجرعة في العضو المستهدف نفسها من المصدر S ولكن نتيجة لمجموع الانبعاثات من مجموع العناصر المشعة في أعضاء عدة تشكل كمصادر متعددة فانه في هذه الحالة يجب اخذ المجموع الكلي لهذه المصادر وبالتالي يجب صياغة العلاقة بالشكل التالي:

$$H_{50,T} = 1.6 \times 10^{-10} \sum_S \sum_j \left[U_S \sum_i SEE(T \leftarrow S)_i \right]_j Sv$$

تمثل المعادلة أعلاه طريقة احتساب الجرعة المكافئة التراكمية سواء من عضو أو أعضاء مختلفـة كمصـدر أو مصادر للإشعاع لعضو معين يمثل الهدف وقد يكون الهدف ليس عضو مفرد ولكن الجسم كله باعتبار أنة الهـدف لكافة الانبعاثات الإشعاعية الصادرة عن المادة أو المواد المشعة التي تم لأخذها.

تم في المعادلات أعلاه استخدام الطاقة النوعية الفعالة SEE في الحسابات. وألان سنتعرف على ماهية هذه الطاقة، والتي هي عبارة عن معامل النوعية أو العامل المرجح لنوع الإشعاع $(Q = W_R)$ في مقدار طاقة الإشـعاع الممتص E_i كليا أو جزيئا حسب قيمة معامل الامتصاص بالنسبة للإشعاع المنبعث من المصدر والممتص بالهـدف AF وبكمية أو حصيلة الإشعاع المنبعث من الانحلال Y_i على وزن العضو المستهدف M ونسـتطيع كتابتـها بالشكل الرياضي التالي:

$$SEE(T \leftarrow S)_j = \frac{1}{M} \sum_i Y_i E_i AF(T \leftarrow S)_i Q_i (MeV/g)$$

لقد تم التطرق سابقا في هذا الجزء الى قيمة معامل الامتصاص AF وقيمة هذا المعامل ستساوي واحـد بالنسـبة لجسيمات ألفا إذا كان العضو المستهدف M_T هو نفس العضو المصدر M_S وبعكس ذلك يساوي صفراً، أما في حالة أن كان المصدر هو عموم الجسم $S = WB$ فان قيمة المعامل تساوي M_T / M_{WB} أما بالنسبة لجسـيمات بيتا فان الجسيمات ذات الطاقة التي تقل عن 0.2 مليون إلكترون فولت يمكن مقارنتها بدقائق ألفا ذات الطاقـة 6-8 مليون إلكترون فولت وبشكل عام فان معامل الامتصاص مشابه لمعامل الامتصاص لجسيمات ألفـا وقـد يختلف الأمر قليلا بالنسبة الى سطح العظم ونخاع العظم لبعض الطاقات التي تزيد عن 0.2 مليون إلكترون فولت.

مثال:

احسب قيمة الطاقة النوعية الفعالة SEE من الإشعاع الذي تتعرض له الغدة الدرقية من عملية اخذ لمادة اليـود-131 المشع وكذلك ما يتعرض له عموم الجسم؟

الحل:

وزن الغدة الدرقية 20 غم وهنا سنأخذ المسالة بشكل عام على اعتبار أن الغدة الدرقية هي مصدر الإشـعاع وفي نفس الوقت الهدف وبالتالي فان معامل الامتصاص $AF = 1$ ولغير ذلك يساوي صفر بالنسبة لانبعاثات بيتا حيث يوجد انبعاثين رئيسين الأول بنسبة $Y_i = 0.006$ و $E_1 = 0.806/3 = 0.269 MeV$ متوسط الطاقة لجسـيم بيتا والانبعاث الثاني بنسبة $Y_i = 0.994$ ومتوسط طاقة $E_2 = 0.606/3 = 0.202 MeV$ ومعامـل النوعيـة $Q = 1$ فان الانبعاث الواحد ينتج SEE :

$$SEE(Thy \leftarrow Thy)_{^{131}I(\beta^-)} = \frac{1}{20g}(0.006 \times 0.269MeV \times 1 \times 1 + 0.994 \times 0.202MeV \times 1 \times 1)$$
$$= 0.01MeV / g = 1.6 \times 10^{-12}\, Sv / nt$$

اما بالنسبة للإشعاع الناتج عن أشعة جاما فان معامل الامتصاص من الغدة الدرقية لباقي الجسم لن يساوي صفراً (بسبب أن الفوتونات تقطع مسافات أطول قبل تفاعلها) ، أما بالنسبة الى نفس الغدة الدرقية كهدف فان صغر حجمها يؤدي الى هروب كافة الفوتونات منها، لذا فان قيمة معامل الامتصاص تساوي صفر بالنسبة $(Thy \leftarrow Thy)_{^{131}I(\gamma)}$، وبالتالي فان قيمة $SEE(Thy \leftarrow Thy)_{^{131}I(\gamma)}$ ستساوي صفر وبالنهاية فان المجموع سيكون كما يلي:

$$SEE(Thy \leftarrow Thy)_{^{131}I} = SEE(Thy \leftarrow Thy)_{^{131}I(\beta^-)} + SEE(Thy \leftarrow Thy)_{^{131}I(\gamma)}$$
$$= 0.01MeV / g + 0 = 0.01MeV / g$$

هذا يمثل الحل الأسهل وذلك من خلال استخدام انبعاثين فقط وذلك لتوضيح المسالة ولكن في واقع الأمـر فـان مجموع طاقات جسيمات بيتا والأسر الإلكتروني و إلكترونـات أوجـر مضـروبة بحصـيلة إنتاجهـا تسـاوي $0.19MeV$ وذلك من خلال مخطط الانحلال التفصيلي لانبعاث اليود حسب ما ورد في ICRP رقم 38 لسنة 1983 وبتعويضها في المعادلة أعلاه نجد أن القيمة

$$SEE(Thy \leftarrow Thy)_{^{131}I(\beta^-, ce, Auger)} = \frac{0.19MeV / nt}{20g} = 9.5 \times 10^{-3}\, MeV / g$$
$$= 1.52 \times 10^{-12}\, Sv / nt$$

أما في حالة الافتراض أن اليود قد توزع بشكل منتظم على الجسم في الجهاز الهضمي والكليتين وغيرها فان معامل الامتصـاص في هـذه الحالـة سيسـاوي وزن العضـو الهـدف علـى وزن كامـل الجسـم أي أن قيمـة $AF = 20g / 68.83kg$ ونعوضها كما يلي:

$$SEE(Thy \leftarrow WB)_{^{131}I(\beta^-, ce, Auger)} = \frac{0.19MeV / nt}{20g} \times \frac{20g}{68.83kg} = 2.76 \times 10^{-3}\, MeV / kg$$
$$= 4.4 \times 10^{-16}\, Sv / nt$$

أن عملية إيجاد معامل الامتصاص للفوتونات الإشعاعية تكاد تكون على درجة عالية من الصعوبة حيـث أن إيجاد وتقدير هذا المعامل يحتاج الى آليات وحسابات معقدة جدا وقد يستعان بحسابات مونتي كارلو بواسطة جهاز الحاسب لهذه الغاية بالإضافة الى بعض القيم والجداول التي تم وضعها من قبل جمعية الطب النووي وهيئة الجرعـات الداخلية الطبية $(MIRD - Medical\ Int.\ Radiation\ Doses)$ هذا بالإضافة الى ما هو منشور في تقـارير ICRP.

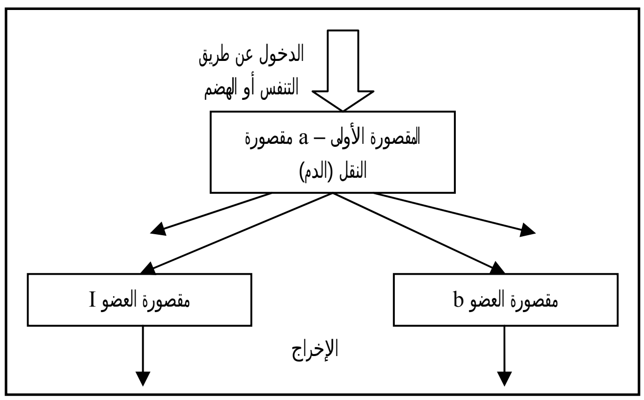
طريقة حساب انتقال الأنسجة:

لقد بقى لدينا ألان سؤال حول كيفية إيجاد عدد الانبعاثات U من المصدر وكذلك عدد الذرات من المـادة المشعة في العضو المصدر خلال الفترة التراكمية- 50 سنة؟ يمكننا القول بان عدد الذرات التي تنبعث من العضـو

المصدر خلال 50 سنة والتي تؤدي الى جرعة تراكمية تكون معروفة من خلال قيمة الأخذ الداخلي وهذا العـدد يساوي النشاط الإشعاعي في العضو في الزمن أو بالأصح تكامل الزمن على طول فترة التراكم.

$$U_S = \int_{t_0}^{t_0+\tau} q(t)dt$$

من المعروف بان المواد المشعة تنتقل في الجسم من خلال السوائل مثل الدم بعد عملية الأخذ الرئيسـي مـن خلال التنفس أو الهضم أو الجروح وفي هذه الحالة يجب علينا استخدام النماذج الموضوعة من قبل $ICRP$ لحساب دخول العناصر المشعة الى الجسم ومن ثم مقدار ونسبة انتقالها في الجسم الى الجزء الثاني وما يليه مع الأخـذ بعـين الاعتبار كل التفاصيل والعوامل التي تؤثر على هذه العملية. فلو افترضنا دخول المادة المشعة الى الجسم من خـلال التنفس أو الهضم كما هو موضح بالشكل (3) فإنها ستنتقل خلال الدم ولنعتبره الجزء الأول أو المقصـورة الأولى وهذا الدم أو هذه المقصورة ستكون على صلة وارتباط بالمقصورات الأخرى والتي تمثل مختلف الأعضاء والأنسـجة في الجسم حيث سيتم في النهاية إخراجها والتخلص منها في هذه الأعضاء ، هذا الأمر يعني أن هناك عامل التخلص الحيوي في الجسم سيؤدي الى نقصان عدد ذرات المواد المشعة كما سيتم نقصانا بالانحلال الإشعاعي أيضا وفي حالة المقصورة الانتقالية الأولى والتي هي الدم فان عمر النصف الحيوي يساوي 0.25 يوم على افتراض أن المادة المشعة المنتقلة خلال هذه المقصورة موزعة بشكل منتظم في كل الجسم.



الشكل(3): النموذج الذي يمثل نقل المواد المشعة الى الأعضاء من خلال الدم.

لنفترض ألان أن معدل دخول المواد المشعة الى مقصورة الدم وسوائل الجسم $\dot{I}(t)$ خلال الزمن t بعد عملية الأخذ وكانت $q_a(t)$ النشاطية الإشعاعية للمادة المشعة في a وكان λ_R ثابت الانحلال الإشعاعي للمادة و λ_a كان معدل التخلص الحيوي من المادة المشعة أو ثابت التخلص الحيوي فان التغير في المادة المشعة مع الـزمن في a سيكون:

$$\frac{dq_a(t)}{dt} = \dot{I}(t) - \lambda_R q_a(t) - \lambda_a q_a(t)$$

وإذا كان المعامل b يمثل معامل الانتقال من a الى b فان معدل النشاطية الإشـعاعية للمـادة $q_b(t)$ في b يساوي:

$$\frac{dq_b(t)}{dt} = b\lambda_a q_a(t) - \lambda_R q_b(t) - \lambda_b q_b(t)$$

ألان سنقوم بحل المسالة على الشروط الابتدائية للمعادله التفاضلية ولمقصورة واحدة فقط حيث سنقوم بأخذ قيمة الأخذ I عند الزمن $t=0$ فتصبح $I=q_a(0)$ وبالتالي فان المعدل في المقصورة الأولى سيصبح كما يلي وحل المعادلة يليه كونا مماثلة لمعادلة الانحلال الطبيعي كما تم توضيحه في الفصول السابقة :

$$\frac{dq_a}{dt} = -(\lambda_R + \lambda_a) q_a$$

$$q_a(t) = I e^{-(\lambda_R + \lambda_a)t}$$

أما بالنسبة الى المعدل في المقصورة b فأنه سيكون:

$$\frac{dq_b}{dt} = b\lambda_a q_a - (\lambda_R + \lambda_b) q_b$$

والحل للمعادلة سيكون مشاباً للحلول السابقة لمعادلات الانحلال عندما يكون لدينا أكثر من مادة مشعة كما يلي:

$$q_b(t) = \frac{b\lambda_a I}{\lambda_b - \lambda_a}\left(e^{-(\lambda_R + \lambda_a)t} - e^{-(\lambda_R + \lambda_b)t}\right)$$

في البداية كنا قد ذكرنا بان عدد الانبعاثات U يساوي تكامل النشاطية الإشعاعية في الزمن، ألان إذا قمنا بتعويض قيمة النشاطية الإشعاعية $q(t)$ في a وفي b في معادلة التكامل كما يلي:

$$U_a(T) = \int_0^T q_a(t)dt = \frac{I}{\lambda_R + \lambda_a} e^{-(\lambda_R + \lambda_a)t}\Big|_0^T$$

$$= \frac{I}{\lambda_R + \lambda_a}\left(1 - e^{-(\lambda_R + \lambda_a)T}\right)$$

و المعادلة الثانية ل b:

$$U_b(T) = \int_0^T q_b(t)dt = \frac{b\lambda_a I}{\lambda_b - \lambda_a}\left(\frac{1 - e^{-(\lambda_R + \lambda_a)T}}{\lambda_R + \lambda_a} - \frac{1 - e^{-(\lambda_R + \lambda_b)T}}{\lambda_R + \lambda_b}\right)$$

وهذه المعادلات تعبر بصراحة عن عدد الانبعاثات التي تحدث في الأعضاء المختلفة ومن خلال معرفتنا بهذا العدد يمكننا احتساب الجرعة الفعالة المودعة في العضو بزمن تراكمي يصل الى 50 سنة أو أكثر أو حسب ما تتطلبه المسالة المراد معالجتها.

مثال:

باستخدام نموذج من مقصورتين لوصف مادة مشعة عمر النصف الإشعاعي لها يساوي 0.43 يوم وعمر النصف الحيوي في سوائل الجسم (المقصورة الأولى) يبلغ 0.25 يوم ومعدل الانتقال للمواد المشعة من المقصورة الأولى الى الثانية $b = 0.22$ حيث عمر النصف الحيوي في هذه المقصورة 9.8 سنة ووزن العضو (المقصورة الثانية) 144غم.

احسب عدد الانبعاثات لكل من المقصورة الأولى والثانية والجرعة المودعة الفعالة التراكمية لمدة 50 سنة من دخول بيكرل واحد من المادة المشعة علما بان متوسط طاقة جسيمات بيتا تساوي *0.255* مليون إلكترون فولت؟

الحل:

أولا سنقوم بإيجاد قيمة ثابت الانحلال الإشعاعي و ثوابت التخلص الحيوي من الجسم كما يلي:

$$\lambda_R = \frac{0.693}{0.43} = 1.6 day^{-1}$$

$$\lambda_a = \frac{0.693}{0.25} = 2.8 day^{-1}$$

$$\lambda_b = \frac{0.693}{9.8 \times 365} = 1.9 \times 10^{-4} day^{-1}$$

ثانيا يجب توحيد الزمن المستخدم وبما انه تم إيجاد الثوابت باعتبار اليوم كوحدة الزمن فان بقية العوامل والقيم المتعلقة بالزمن يجب أن تكون باليوم، فمدة 50 سنة يجب أن تحسب بالأيام والنشاط الإشعاعي الذي يقاس بوحدة بيكريل يجب أن تكون بتعبير اليوم، وحسب ما هو مبين أدناه:

$$T = 50 \times 365 = 1.8 \times 10^4 day$$

$$I = 1Bq = 1\sec^{-1} \times 86400 \sec/day = 8.6 \times 10^4 day^{-1}$$

ثم نقوم باحتساب عدد الانبعاثات في المقصورة الأولى كما يلي:

$$U_a = \frac{I}{\lambda_R + \lambda_a} = \frac{8.6 \times 10^4 day^{-1}}{(1.6 + 2.8) day^{-1}} = 2 \times 10^4$$

وفي المقصورة الثانية كما يلي حيث يتم تجاهل ثابت التخلص الحيوي لصغره مقارنة مع ثابت الانحلال الإشعاعي:

$$U_b = \frac{b\lambda_a I}{\lambda_b - \lambda_a}\left(\frac{\lambda_b - \lambda_a}{(\lambda_R + \lambda_a)(\lambda_R + \lambda_a)}\right) = 7.5 \times 10^3$$

أما ألان لحساب قيمة الجرعة المودعة الفعالة نقوم أولا بحساب SEE في المقصورة الأولى والمفترض فيه أن يكون كافة الجسم WB والذي وزنة 70كغم كون المقصورة الأولى هي سوائل الجسم ومن ثم نحسب SEE في المقصورة الثانية على اعتبار أن العضو b فقط والذي وزنه *144*غم كما يلي:

$$SEE(WB \leftarrow WB)_j = \frac{1}{M}\sum_i Y_i E_i AF(WB \leftarrow WB)_i Q_i (MeV/g)$$

$$= \frac{1}{70000}(0.26 \times 1 \times 1) = 3.7 \times 10^{-6} MeV/g$$

and

$$H_{50,WB} = 1.6 \times 10^{-10} U_a SEE(WB \leftarrow WB)$$

$$= 1.6 \times 10^{-10} \times 2 \times 10^4 \times 3.7 \times 10^{-6} = 1.2 \times 10^{-11} Sv$$

والجرعة للعضو b ستحسب كما يلي:

$$SEE(b \leftarrow b) = \frac{1}{144}(0.26 \times 1 \times 1) = 1.9 \times 10^{-3} MeV/g$$

and

$$H_{50,b} = 1.6 \times 10^{-10} U_b SEE(b \leftarrow b)$$

$$= 1.6 \times 10^{-10} \times 7.5 \times 10^3 \times 1.9 \times 10^{-3} = 2.3 \times 10^{-9} Sv$$

هنا يجدر الإشارة الى أن الجرعة التراكمية المودعة في b ستكون هذه الجرعة التي تم احتسابا لهذا العضو مضافا إلية أيضا الجرعة المودعة لكامل الجسم، كون العضو b هو جزء من كامل الجسم ونظرا لصغر هذه القيمة بالنسبة لقيمة الجرعة في العضو نستطيع تجاهلها.

مثال:

كمية من ^{239}Pu دخلت الجسم ويساوي نشاطها الإشعاعي $1kBq$ ومن المعروف عن هذا العنصر ترسبه في العظم حيث يبلغ وزنة 120 غم وبمعامل يساوي 0.45 عند الانتقال من مقصورة سوائل الجسم وترسـبه في العظم حيث تتوزع هذه الكمية بين حجرات العظم TB وقشرة العظم CB - cortical bone مناصفة، فما هو مقدار الجرعة الناتجة عن هذا الأخذ على سطح العظم BS - Bone surface إذا علمت بان معامل الامتصـاص لجسيمات ألفا بين TB وسطح العظم و CB وسطح العظم هو 0.25 لكل منهما (طاقة جسيم ألفا تسـاوي 5.1 مليون إلكترون فولت)؟

الحل:

بما أن المادة المشعة سوف تترسب في حجرات العظم وقشرة العظم فانه سيكون كل منهما مصدرا للإشعاع وبما أن المطلوب هو جرعة سطح العظم فانه سيكون الهدف لكلا المصدرين وقيمة هذا المعامل 0.25 لكل منـهما وبما أن الكمية ستتوزع بالتساوي على المصدرين فان معامل الانتقال لكل منهما تساوي 0.5 بالتالي فان كل منهما سيساهم بقيمة 0.5×0.25 وكذلك بما أن قيمة معامل الانتقال للمادة يساوي 0.45 من المادة الداخلة للجسـم فان مقدار المادة في العظم سيكون 0.45×1000 بيكرل ومن هنا فان مقدار الجرعة سيكون:

$$1000\frac{dis}{S}\times0.45\times5.1\frac{MeV}{des}\left[0.5\times0.25(TB\rightarrow BS)+0.5\times0.25(CB\rightarrow BS)\right]/120g$$

$$=4.8\frac{MeV}{S.g}=0.77nGy.S^{-1}$$

لقد تمت الإشارة الى عمر النصف الإشعاعي وعمر النصف الحيوي أو البيولوجي حيث أن كلاهما يساهم في التخلص من المادة المشعة من الجسم أو فنائها منة لذا يمكن التعبير عنهما بواسطة عمر النصف الفعال للمادة المشعة والذي يشمل العمر الفيزيائي والبيولوجي ويمكن التعبير عنة رياضيا كما يلي:

$$T_{EFF}=\frac{T_RT_B}{T_R+T_B}$$

لقد تم تطوير تقنية الحسابات للجرعات الداخلية من قبل $MIRD$ بعد عملية التطور الكبير الذي حدث في تقنية التصوير والكشف الإشعاعي باكتشاف تقنية PET و $SPECT$ وذلك لغايات احتساب الجرعات الناتجة عن التشخيص والعلاج بالنظائر المشعة الطبية للمرضى ولهذه الغاية فقد أصدرت بالتعاون مع الآخرين معلومـات كاملة عن الانحلال والانبعاث الإشعاعي لمعظم النظائر لغايات حساب وتقدير الجرعات الإشعاعية الناتجـة عنـها بالإضافة الى قيم معامل الامتصاص φ للفوتونات لمختلف الطاقات والمفترض توزيعها المنتظم ضمن شكل كروي أو أسطواني أو بيضوي لغايات تمثيل العضو المصدر قدر المستطاع وهذه القيم تم إيجادها باستخدام حسابات مونتي كارلو وقد تم نشر هذه القيم في ملحق مجلة الطب النووي ومن هذه القيم متوسط الطاقة المنبعث لكل وحدة نشاط إشعاعي والتي تدعى دلتا Δ والتي تمثل حصيلة عدد النواتج الإشعاعية في الانبعاث الواحد للنواة في متوسط الطاقة لهذه الانبعاثات من خلال معدل الجرعة D' حيث تساوي:

$$\Delta(Gy.kg/Bq.s)=N\times\overline{E}=1.6\times10^{-13}\,\overline{E}$$

$$D`(Gy/s)=\frac{A}{m}\sum\varphi_i\Delta_i$$

وبما أن الجرعة التراكمية الممتصة في العضو المستهدف تساوي تكامل معدل الجرعة في الفتـرة الزمنيـة (t_1,t_2) وكذلك النشاطية الإشعاعية التراكمية كما يلي:

$$D=\int_0^\infty D`(t)dt=\frac{\sum\varphi_i\Delta_i}{m}\int_0^\infty A_s(t)dt$$

$$\int_0^\infty A_s(t)dt=\widetilde{A}$$

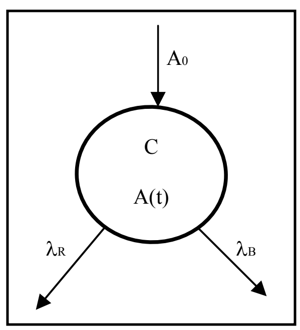
$$D=\frac{\widetilde{A}}{m}\sum\varphi_i\Delta_i$$

حيث أن $\widetilde{A}$ النشاط الإشعاعي التراكمي في الفترة الزمنية المحددة وبما أن النشاط الإشعاعي في الجسم يعتمد على عمر النصف الإشعاعي وعمر النصف البيولوجي أي عمر النصف الفعال لهما حسب النموذج بالشكل (4).
وفي حال اعتبارنا أن ϕ هو معامل الامتصاص النوعي حيث أن:

$$\phi=\frac{\varphi}{m}$$

وبما أن هذه القيمة تعبر حتى عن الهدف الصغير كما الهدف الكبير فأنه يمكن استخدامها للهدف كحجم أو سطح أو حتى نقطة صغيرة فان هذا التعبير يمكن تعويضه لحساب قيمة معدل الجرعة عوضا عن معامل الامتصـاص نفسه وبالتالي حساب متوسط الجرعة الممتصة كما يلي:

$$\overline{D}=\widetilde{A}\Delta\phi$$



الشكل (4): نموذج دخول مادة مشعة الى مقصورة أحادية
والية التخلص منها فيزيائيا وبيولوجيا

هذه العلاقة يمكن استخدامها بشكل عام وتام لأي منطقة أو عضو مستهدف وبأي شكل هندسي (حجم ، سطح ، خط ، نقطة)كما ورد في تقرير الهيئة الدولية للوحدات والمقاييس الإشعاعية *ICRU* رقـم 32 لسـنة 1979. وفي حالة كون مصدر الإشعاع وزن المنطقة المستهدفة مقدارين ثابتين يمكن تبسيط هذه المعادلـة بحيـث يصبح التعبير عنها بمقدار النشاط الإشعاعي التراكمي $\widetilde{A}$ ومقدار تغير معامل الامتصاص النوعي ϕ. وقيمة النشاط الإشعاعي التراكمي يمكن صياغته رياضيا كما هو مبين في المعادلات التالية كونا تعتمد على قيمة ثابت الانحـلال الإشعاعي والبيولوجي:

$$A(t) = A_0 e^{-\lambda_{EFF} t}$$

$$\widetilde{A} = \int A(t)dt = \frac{A_0}{\lambda_R + \lambda_B}(1 - e^{-(\lambda_R + \lambda_B)t})$$

$$\widetilde{A}_\infty = \frac{A_0}{\lambda_R + \lambda_B}$$

وحيث أن قيمة كل من m, φ, Δ تكون ثابتة بالنسبة للعضو المصدر والعضو الهدف فقد تم وضعها من قبل الهيئـة بقيم ثابتة ضمن جداول وقد دعيت بقيمة S لكل مادة مشعة ولكل عضو مصدر أو عضو مستهدف وهذه القيمة يمكن تعويضها لاحتساب قيمة الجرعة الفعالة التراكمية كما هو مبين:

$$\overline{D}(r_k) = \sum_h \widetilde{A}_h S(r_k \leftarrow r_h)$$

$$\overline{D} = \widetilde{A}S$$

من المعادلة أعلاه يمكننا القول بان النشاط الإشعاعي التراكمي يساوي النشاط الإشعاعي للمادة عنـد دخولهـا في الزمن الذي تكون فيه داخل الجسم أي زمن البقاء داخل الجسم وإذا افترضنا بان هذا الزمن τ فان قيمة الجرعـة ستكون هي عبارة عن النشاط الإشعاعي الابتدائي في زمن البقاء للمادة المشعة بالجسم في قيمة S أي انه بالإمكان صياغته في المعادلة التالية:

$$D = (A_0 \times \tau)S$$

ومن هنا يتضح بان معرفة مدة بقاء المادة في الجسم يساعدنا في تقدير الجرعة في الجسم الناتجة عن المادة المشعة مـن خلال معرفة النشاط الابتدائي لها عند الدخول الى الجسم وهذا الأمر مهم في تقدير الجرعات الإشعاعية الناتجة عـن الأخذ للمواد المشعة لغايات التشخيص الطبي فعلى سبيل المثال عند إعطاء مادة ^{99m}Tc لغايات التشخيص فـان حوالي 95 % من المادة لن يكون في الجسم خلال 3 ساعات وبالتالي فان زمن البقاء للمـادة يمكـن اعتمـاده كمتوسط لزمن البقاء حيث انه من الصعب اخذ نسبة بقاء المادة على فترات زمنية قصيرة ولكن المتوسط لزمن البقاء سيكون كافي كون أن مصطلح زمن البقاء للمادة من الصعب تفسيره بدقة.

أن معادلات حساب الجرعة الإشعاعية التراكمية بواسطة $MIRD$ هي معادلات عامة يمكـن اسـتخدامه لحساب متوسط الجرعة الممتصة في العضو وعلى افتراض أن عملية توزيع المادة المشعة في العضو المصـدر والعضـو المستهدف تتم بشكل منتظم فانه بالإمكان توظيفها لغايات حسابات الجرعات الإشعاعية من مستوى نقطة بالجسم الى كامل الجسم.

أما في حالات استخدام النظائر المشعة لأغراض الطبية في عملية التشخيص الطبي وفي هذه الحالـة يمكـن التسليم بمبدأ التوزيع المنتظم للمادة المشعة في العضو ، وبالتالي فان الجرعة الإشعاعية يمكن احتسابها لكامل العضو ، ولكن في حالة العلاج الإشعاعي ، فان المطلوب هو جرعة إشعاعية قاتلة للخلية السرطانية ، وفي هذه الحالة فـان الأمر يتطلب دقة أكثر حيث أن دقة القياس يجب أن تبلغ مستوى الخلية نفسها أو حتى الجزء المهم منها وهو نـواة الخلية لغاية قتلها. وحيث أن الأبحاث العديدة أظهرت بان الخلايا السرطانية أكثر قابلية ونشاطا لأخذ المادة المشـعة واحتوائها في الخلية ، وبالتالي فان هذا يؤدي الى تركز المادة المشعة في منطقة الورم السرطاني وتكون الجرعة هنـاك مركزة أكثر من بقية العضو وهذا يقودنا الى اعتبار أن الجرعة الإشعاعية في الخلايا السرطانية ستكون عمليا اكبر من الجرعة في العضو ككل إذا تم تقديرها بالطريقة العامة ولكن الطريقة العامة لحساب الجرعة الإشعاعية تبقى تـؤدي

الغرض المطلوب منها لأغراض الوقاية الإشعاعية وقياس الجرعات الإشعاعية حتى في حالات التشخيص الإشعاعي ، حيث أنة بالوقاية الإشعاعية نكون معنيين بجرعة العضو وبالتالي كامل الجسم ، هذا بالإضـافة الى انـه في حالـة التشخيص تكون قدرة إلجاما كاميرا المستخدمة على التميز محدودة ، وبمستوى اقل من القدرة على التمييـز بـين الخلايا على مستوى كل خلية ومن هنا تأتى كفاية هذه الطريقة للحساب والتقدير.

طرق قياس وتقدير الجرعات الداخلية:

أن عملية المراقبة والقياس لتقييم وتقدير مقدار الأخذ الداخلي وتقدير الجرعات، تتم أما بطريقـة القيـاس المباشر للمواد المشعة في الجسم بواسطة المسح الإشعاعي لكامل الجسم *TBS-Total body scan*، وتـدعى هذه الطريقة، القياس في الجسم الحي (*In vivo*)، أو بطريقة قياس عينات من إخراج جسم الإنسـان وتـدعى بالقياس خارج الجسم الحي (*In vitro*)، أو من خلال قياس المواد المشعة في الجو وتقدير مقدار الأخذ حسـب معدلات التنفس. وقد سبق وان تحدثنا عن طرق قياس ومراقبة تركيز المواد المشعة في الجو، لذا سنتحدث عن طريقة قياس المواد المشعة في الجسم أو العضو من خلال تقنية المسح الكامل للجسم، وهذه الطريقة قديمـة جـدا حيـث تستعمل عدة أنواع من أجهزة القياس الإشعاعي والنشاطية الإشعاعية للكشف عن المواد المشعة داخل الجسم.

أن عملية القياس داخل الجسم الحي مشابه من حيث المبدأ لغيرها من القياسات الإشعاعية سواء كانت متعلقة بقياس تحليلي أو كمي، وهذا الأمر يتم بطريقتين للقياس أو المعايرة، الأولى هي طريقة القياس المطلقـة، حيـث لا يكون من الضرورة وجود مصدر مشع معياري لعملية المعايرة، ولكن قد يستعمل لعملية التأكد من المعايرة كـون القياس يتم أولاً، ومن ثم يتم أجراء تصحيح له حسب العوامل المتعلقة بكفاءة الكاشف والوضع الهندسي وغيرهـا للقياسات غير المعلومة حسب ما يلي:

$$A_{Unknown} = C_{Unknown} / K$$

والطريقة الثانية هي الطريقة التقريبية، وفي هذه الطريقة يصبح وجود بديل وهمي لجسم الإنسان ضروريا، حيث تتم عملية مقارنة للقياس في الجسم البديل المعلوم مع القياس في الجسم غير المعلوم كما يلي:

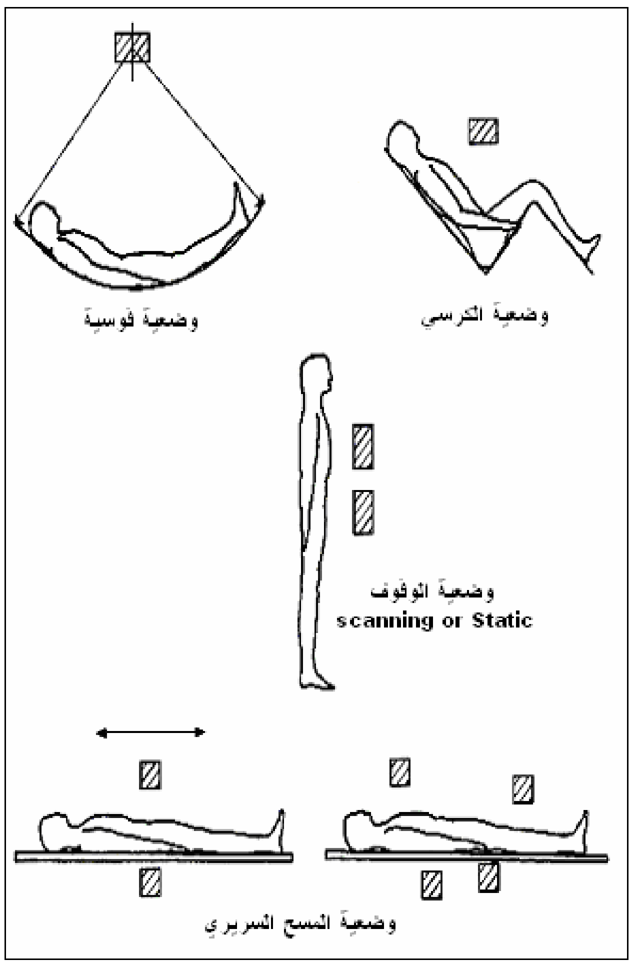
$$A_{Unknown} = A_{known} \frac{C_{Unknown}}{C_{known}}$$

حيث أن $A_{known}, A_{Unknown}$ هي النشاط الإشعاعي للمصدر المعياري المعلوم وللمصدر الإشعاعي المجهول المـراد قياسه، و $C_{known}, C_{Unknown}$ هي معدل العد في المصدر المعلوم وفي المصدر غير المعلوم على التوالي. ومن هنا نرى ضرورة وأهمية وجود المصدر المعياري للقياس سواء كان بديل وهمي للأعضاء أو لكامل الجسم.

أن عملية القياس في الجسم الحي واستعمال البديل الوهمي لجسم الإنسان يمكن تصنيفها ضمن فئتين، حيـث تعمد الأولى اعتماد مباشر على الوضع الهندسي للقياس والوضع الهندسي للمعايرة بحيث يكـون وضـع القيـاس الهندسي مماثل تماما لوضع المعايرة، وهذا يوفر ميزات حسنة مثل الكفاءة العالية للقياس وقابلية أفضل لعملية الكشف والقياس، بالإضافة الى إن النظام يحتاج الى مساحة اصغر. وهذه الطريقة لا بديل عنها في حالة التعامل مع فوتونات ذات طاقة منخفضة وذلك لكون هذه الطريقة تزيد من كفاءة الكاشف. ومن سيئات هذه الطريقة هـو الحاجـة الدائمة للمعايرة قبل أي عملية قياس وهذا الأمر يتطلب جهد وزمن إضافي. أما الفئة الثانية من القيـاس والـتي لا تعتمد على الوضع الهندسي للكاشف ومصدر المعايرة حيث يمكن القياس بوضعية الشكل القوسـي للجسـم، أو الطولي، كما هو موضح في الشكل (5)، وفي هذه الحالة يمكن أن تكون القياسات اقل دقة، ولكنها أسرع. وقـد

استخدمت هذه الطرق للقياس في بعض الحوادث النووية والإشعاعية مثل حادث جوانيا في البرازيل وحيث تمتاز هذه الطريقة ببساطتها في عملية المعايرة بحيث يمكن استخدام مصدر بسيط للمعايرة.

يلعب نوع الكاشف الإشعاعي دورا مهما في عملية القياس في الجسم الحي من حيث دقة وكفاءة القياس. ويمكن استخدام بلورة يوديد الصوديوم وكاشف الجرمانيوم عالي النقاوة وغيرها من الكواشف لعملية القياس، كما يلعب الشكل الهندسي للكاشف ومساحة سطحه وسمكة دورا مهما في دقة القياس، بالإضافة الى الدقة في قياس الخلفية الطبيعية للإشعاع. من الجدير بالذكر بان إحدى الطرق المتبعة لتحديد مقدار الخلفية الإشعاعية هي قياس عدد من الأشخاص بحدود 30 شخص ممن لم يتعرضوا لعملية اخذ إشعاعي أو تلوث إشعاعي ويتم قياس المعدل لهؤلاء ويستخدم كمرجع في تحديد الخلفية الطبيعية للإشعاع. كما يوجد العديد من الطرق الأخرى لتحديد مقدار الخلفية الطبيعية للإشعاع تم التطرق لها في العديد من النشرات والمراجع (25).



الشكل (5): الأوضاع الهندسية المحتملة لعملية القياس المباشر في الجسم الحي.

أما الطريقة الثانية للقياس هي القياس خارج الجسم الحي، أي قياس ومراقبة مقدار المواد المشعة في إخراج جسم الإنسان مثل البول والغائط أو عينات الدم والمخاط، وهذه الطريقة تستخدم عندما تكون طريقة القياس المباشر في الجسم غير فعالة أو محدودة الدقة، أو في حالة إننا نحتاج الى مزيد من الدقة والتحقق، وبالتالي فان الحل الأمثل هو اللجوء لقياس عينات البول والغائط، وهذه القياسات تتم باستخدام التقنيات التالية:

1. تحليل طيف جسيمات ألفا أو أشعة جاما.
2. طريقة العد الوميضي أو قياسات جسيمات بيتا.
3. القياسات بواسطة التنشيط النيتروني.
4. تحليل مسارات الجسيمات إن بواسطة المطياف الكتلي.

ويجب تحقيق مقدار من الحساسية والدقة العالية عند اختيار أياً من طرق التحليل السابقة، بالإضافة الى أن تكـون ذات تكلفة مناسبة.

أن طريقة القياس تبدأ بعملية اختيار وجمع العينات، ومن ثم تحضيرها بالطريقة المناسبة لعملية القياس، فقـط تتطلب العينة معالجه كيميائية وفيزيائية قبل القياس، أو عملية فصل أو تجفيف أو حرق. ولكن تبقي عملية وطريقة القياس مرتبطة بالحد الأدنى للقياس *LLD- Lower Limit Detection*، حيث يوجد لكل طريقة حـد أدنى من القدرة على الكشف، فإذا كانت المادة المشعة في العينة اقل من هذا الحد يجب البحث عـن طريقـة أدق ويمكن أن تكون مكلفة أكثر.

انه من الصعوبة جدا حصر كل الطرق المتبعة بالتحليل في هذا الفصل حيث أن كل مادة وطريقة لها العديـد من الخطوات والتفاصيل مما يجعل الحصر صعب جدا فعلى سبيل المثال لقياس التريتيوم ^3H في البول يتم فصل الغاز المحتوي على التريتيوم ويتم تمريره في أنبوب يشبيه GM لقياس جسيمات بيتا، إما بالنسبة للكربـون-*14* يـتم استخدام سائل وميضي لقياس جسيمات بيتا، أما البلوتونيوم واليورانيوم فأنها تقاس بواسطة مطياف ألفا أو المطياف الكتلي أو طريقة تحليل الأثر الإشعاعي (135).

الإجراءات الطبية في حالات التلوث الداخلي:

الحوادث الإشعاعية والنووية تؤدي بالعادة الى تعرض إشعاعي خارجي وتلوث إشعاعي للإنسان والبيئة مـع عملية اخذ إشعاعي للمواد المشعة تؤدي الى جرعات إشعاعية داخلية. وهذه الحوادث تشمل حوادث النقل للمواد المشعة والحوادث الطبية والمخبريه التي تتعامل بالمواد المشعة والحوادث الصناعية بما فيها حوادث محطـات الطاقـة النووية والمفاعلات النووية. ومثال على هذه الحوادث عملية انتشار مادة السيزيوم المشع من جهاز معالجة إشعاعية مهجور في جوانيا في البرازيل، أدي الى تلوث المنطقة والأشخاص هناك، بالإضافة الى عمليات اخذ للمواد المشـعة نتيجة لهذا الحادث، وكذلك حادث تشرنوبيل النووي، بالإضافة الى العديد من الحوادث النووية والإشعاعية.

أن عملية تقليل الجرعة الإشعاعية للأشخاص المتعرضين لهذه الحوادث والتقليل من تبعاتها اللاحقة من أهـم الأهداف لعمليات المعالجة في الحوادث الإشعاعية، ويتم هذا الامر بتقليل مقدار امتصاص الجسم لهذه المواد وتقليـل مقدار ترسبها في الجسم وتحفيز الجسم على التخلص من هذه المواد المشعة و إخراجها خارج الجسم. وهذا الأمـر يمكن أن يتم ويحقق أهدافه إذا تمت المعالجة مباشرة أثناء، أو بعد الحادث أو التعرض الإشعاعي وهذه المعالجة تتحدد بناء على نوع المادة المشعة وطريقة الأخذ للمادة المشعة بالإضافة الى التركيب الكيماوي والحالة الفيزيائية للمـادة المشعة.

في حالة الحوادث الإشعاعية تتم الاستجابة بالعادة بشكل مستقل عن كونه حادث إشعاعي، وذلك لعـدم توفر الأماكن الخاصة والمعدة خصيصا لاستقبال الحوادث الإشعاعية بشكل مسبق في اغلب الاحيـان، وبـالأخص عندما يتعلق الأمر بالتلوث الداخلي كون الحادث بشكل عام لا يمكن معرفة زمان ومكان حدوثه مسبقا، وحتى في

حالة وجود مستشفيات وعيادات طبية معدة لغاية استقبال الحوادث الإشعاعية وحوادث التلوث الإشعاعي تكون محدودة العدد وضمن إمكانيات محدودة.

بالعموم فان أهم ما يمكن تقديمه للأشخاص المصابين في حالة الإسعاف المبدئي سواء في مركز متخصص أو غير متخصص للحوادث النووية والإشعاعية، هو إدامة عملية التنفس والدورة الدموية للمصاب و إزالة الخطر الطارئ عنه ومن ثم تحريره من مكان التعرض الإشعاعي، أو التخلص من التلوث الإشعاعي لتقليل مقدار التعرض الإشعاعي، وذلك بتنظيف الجروح الملوثة، وإزالة الملابس والأدوات الملوثة عن جسم المريض وتنظيفه، وتنظيف مجاري التنفس وأجراء كل ما هو متاح لتقليل مقدار التعرض الإشعاعي والتلوث مع التأكد من المحافظة على سلامة الطواقم الطبية وطاقم المساعدة، وعدم تعريضهم للخطر أثناء تأدية واجباتهم، وضمان عدم تعرضهم للتلوث اوالتواجد في المناطق ذات الخطورة الإشعاعية العالية بدون مبرر منطقي، على أن يكون هذا التواجد ضمن الحدود المسموح بها للتعرض الإشعاعي، وتوفير أدوات الوقاية الحماية لهم من التعرض الإشعاعي والتلوث الإشعاعي تحت إشراف متخصصين في الفيزياء الصحية اوالطبية أو الوقاية الإشعاعية، وهؤلاء يقع على عاتقهم تزويد الجهة المستقبلة للإصابات بالمعلومات المتعلقة بالحادث والمواد المشعة.

أن عملية معالجة الحوادث النووية والإشعاعية يتطلب ووجود وحدات خاصة لهذه الغاية مجهزة بكافة التجهيزات، لاستقبال هذه الحالات وان تتوفر فيها إمكانيات إزالة التلوث الخارجي والتقليل من مقدار التلوث الداخلي بالوسائل الفيزيائية والطبية، وهذا الأمر يتم بالمحافظة على الحد الأدنى من المعدات والأجهزة اللازمة لعملية المعالجة مع تغطية الأجزاء الأخرى من غرفة المعالجة بما يضمن سهولة التخلص من الأشياء التي يمكن أن تتلوث بالمواد المشعة، وذلك باستعمال الأغطية البلاستيكية، وضمان تجميع السوائل الناتجة عن عملية تنظيف الجروح الملوثة والأدوات في مكان محدد، واستخدام أدوات يمكن التخلص منها بعد الاستعمال، مع ضرورة توفير الأشخاص المؤهلين للمعالجة والوقاية الإشعاعية، وذلك ضمن خطط وإجراءات واضحة للمعالجة الأولية وإزالة التلوث، ومن ثم متابعة العلاج اللازم.

من ضمن الإجراءات المطلوبة في الحوادث الإشعاعية هي عملية قياس ومراقبة مناطق التلوث واخذ المسحات الإشعاعية للمناطق الملوثة أو المشتبه بتلوثها وللأشخاص، لمعرفة مدى تعرضهم للتلوث الخارجي اوالداخلي من المواد المشعة. وقد يتضمن هذا برامج مراقبة، حتى بعد الحادث. إما في حال الاشتباه بعملية التلوث الداخلي يجب اتخاذ القرار المناسب للمعالجة، وذلك للتخفيف قدر الإمكان من تبعات التعرض الإشعاعي والتخلص من المواد المشعة التي تكون قد دخلت الجسم. وهذا الأمر قد يتطلب معالجة فيزيائية وطبية تساعد على التخلص من المواد المشعة وطردها خارج الجسم قبل أن يتم امتصاصها وترسبها في الجسم ومراقبة مستواها في الجسم من خلال طرق القياس المباشر أو قياس العينات. وبالعموم يجب إجراء العلاج الطارئ مباشرة، وضمن ساعات معدودة بعد عملية التلوث أو التعرض الإشعاعي.

من الأمور المهمة في عملية العلاج من التلوث الإشعاعي، هو تقليل مقدار الأخذ للمواد المشعة، مثل عمل غسل الأنف والحلق والحنجرة وعمليات المعالجة التنفسية، واعطاء مواد مثل كبريتات المغنيسيوم بتركيز 15 غم/100 ملم من الماء لتقليل وقت بقاء المواد المشعة في الأمعاء الغليظة والتسريع بالتخلص منها، وكذلك استخدام الصبغة الزرقاء *Prussian Blue* التي تؤدي الى التقليل من بقاء وترسب المواد المشعة مثل الثاليوم والربيديوم والسيزيوم .

من الممكن أيضا التقليل من المواد المشعة من خلال تنظيف الجروح المفتوحة بالماء وضمان عدم تلوثها وبالتالي منع أو التقليل من انتقال المواد المشعة من خلالها، كما يمكن أيضا عمل إغلاق لبعض الأعضاء لعناصر معينة بواسطة عمل إشباع فيها من المواد غير المشعة، ومثال ذلك إعطاء يوديد البوتاسيوم مما يؤدي الى تركزه في الغدة الدرقية وقطع الطريق على اليود المشع من التركز فيها، وكذلك يمكن استخدام عملية الغسل أو التخفيف في تركيز المواد المشعة بواسطة الماء أو بإضافة نفس العناصر غير المشعة، بحيث تتم عملية تخفيف لتركيز المواد المشعة بالإضافة الى حدوث عملية إحلال للعناصر غير المشعة مكان العناصر المشعة، ومثال على ذلك استخدام الكالسيوم لتقليل عملية ترسب عنصر السترونشيوم المشع في العظام، وقد تتم المعالجة باستخدام المواد التي تزيد من عملية التحول الطبيعي مما يؤدي الى زيادة الإخراج من الجسم ومن ضمنها المواد المشعة، ومثال على ذلك كلوريد الامونيا أو باستخدام بعض المواد والمركبات الكيماوية *Chelating agents* والتي تعمل على استئصال المعادن من الجسم بطريقة التكليب أو التعليق حيث تقوم المواد العضوية بتجميع المواد غير العضوية والأيونات وتحملها معها الى خارج الجسم، ومثال على ذلك استخدام *DTPA – diethylenetiamnepentaacetic – acid* لغايات التخلص من العناصر الثقيلة مثل البلوتونيوم والامريسوم وما يقع وراء اليورانيوم، حيث يمكن إعطاء مقدار 1 غم يوميا ولمدة خمس أيام متتابعة في الأسبوع لتساعد على التخلص من هذه المواد المشعة الثقيلة و إخراجها خارج الجسم مع مراعاة إعطاء مثل هذه المواد تحت الأشراف والمراقبة الطبية لتجنب أي احتمالات للتأثيرات الجانبية. ويمكن كذلك أجراء عمليات الغسل الرئوي والمعالجة التنفسية لتنظيف الأغشية المخاطية والتي تترسب عليها المواد المشعة الداخلة بواسطة التنفس.

ويمكن تلخيص طرق المعالجة لحالات التلوث بالمواد المشعة كما يلي[34]:

1- الأميريسيوم والكلفورنيوم والسيروم والبلوتونيوم: تتم المعالجة باستخدام مواد التعليق أو التكليب *Chelating* التي تم توضيحها سابقا باستخدام $Zn, Ca – DTPA$ والتي يجب استخدامها بعد التعرض والتلوث مباشرة بمقدار *1* غم لمدة خمس أيام بالحقن الوريدي *IV*.
2- السيزيوم: يمكن استخدام الصبغة الزرقاء *Ferric Ferro cyanide* بمقدار *1* غم بمحلول مائي عن طريق الفم وبمعدل 3 مرات باليوم.
3- اليود: يستخدم يوديد الكالسيوم *KI* ويوديد الصوديوم *NaI* المستقر ويعطى عن طريق الفم مباشرة بعد التعرض يوميا، ولمدة 7-14 يوم ويمكن إعطاء هذه المواد للعامة في حالة التلوث الإشعاعي في الحوادث الكبيرة وهذه المواد تكون على شكل أقراص بجرعة 130 ملغم للكبار 65 ملغم للأطفال.
4- السيروم واللنثيوم: يتم إعطاء مواد *Chelating* بعد التعرض مباشرة.
5- الفسفور المشع: يتم إعطاء هيدروكسيد الألمنيوم بمعدل 100ملم لتقليل الامتصاص في الجهاز الهضمي بالإضافة الى 1 غم من الفوسفات كعامل منظف.
6- الراديوم : يتم إعطاء مقدار 15 ملغم/100 ملم من سلفات المغنيسيوم وذلك لتقليل مقدار امتصاص الراديوم في الجهاز الهضمي علما بان هذه المعالجة تصبح غير فعالة في حال تم امتصاص المادة المشعة وترسبها في العظم.
7- الاسترنتيوم: بإعطاء هيدروكسيد الألمنيوم كمادة مضادة للحموضة لقليل عملية الامتصاص في الجهاز الهضمي وبمقدار 100 ملم.

تقدير المخاطر الناتجة عن الجرعات الداخلية:

من المعروف جيدا وجود العديد من المواد والنظائر المشعة حتى في الطعام الذي نأكله والماء الذي نشربه والهواء الذي نتنفسه حيث تبلغ مساهمة هذه النظائر حوالي 65 % من معدل جرعة إشعاعية مقدارها 3.6 ملي سيفرت سنويا كمعدل الجرعة للعامة من مختلف النشاطات الصناعية والطبية وغيرها بالإضافة الى الطبيعية أيضا حسب ما ورد عن المجلس القومي للوقاية الإشعاعية في الولايات المتحدة في تقريره رقم 93 لسنة 1987 حيث أن ما نسبته 55% من هذه المشاركة من غاز الرادون. ونظرا لارتفاع هذه النسبة فأنه من الضروري للعاملين في مجال الفيزياء الصحية والوقاية الإشعاعية الإلمام والمعرفة بمقدار الخطورة الناتجة عن هذه المصادر. ولغاية تحقيق مبدأ *ALARA* وهو مبدأ تخفيض الجرعة الإشعاعية قدر المستطاع والمتبع في الوقاية الإشعاعية، بالإضافة الى مبدأ تبني العلاقة غير الخطية بين الجرعة والتأثير الحيوي للإشعاع في حالة التأثيرات تحت العتبة بطريقة الاستقراء لتقدير الخطر الناتج، أو الممكن حدوثه لتقدير الحدود الآمنة في الوقاية الإشعاعية.

في حالة التعرض الإشعاعي الداخلي فان قضية الجرعة الفعالة تعتمد مبدأ الموازنة والترجيح بين الإشعاع بمعامل النوعية والعامل المرجح للعضو مدار التعرض، حيث تم إيجاد وتقدير كل منهما نتيجة بحوث ودراسات مستفيضة بهذا المجال، والتي وفرت معلومات هامة ومفيدة لأغراض تقدير المخاطر الناتجة عن التعرض الإشعاعي سواء كان تعرض خارجي أو داخلي. فمن النتائج المتعلقة بالإنسان من عمليات اخذ الراديوم وتنفس غاز الرادون في المناجم شبة المغلقة، والتجارب والحوادث النووية والجرعات والعلاج والتشخيص الطبي في اليود وغيرة من النظائر الطبية وغيرها، تطلب الامر في كثير من الأحيان إعادة النظر في العديد من الحدود والقيم من قبل اللجنة الدولية للوقاية الإشعاعية *ICRP* وغيرها من الهيئات العاملة في هذا المجال باعتماد مبدأ الجرعة الفعالة اعتمادا على نوع الإشعاع وكذلك العامل المرجح للأعضاء الأكثر حساسية واحتمالية للضرر من أعضاء أخرى.

نظرا للنسبة المرتفعة للجرعة الناتجة عن غاز الرادون فقد تم إدخال مصطلح مستوى العمل الشهري *WLM* للعاملين في المناجم، كمرجعية لتقدير الخطورة الناتجة عن غاز الرادون بالنسبة للعاملين والعامة من الناس الذين يتعرضون له حتى في أماكن سكناهم، وبالتالي فقد اقترحت اللجنة الدولية *ICRP* معامل التحويل بين النشاط الإشعاعي والجرعة بحدود 5 ملي سيفرت *WLMl* ، وقد تم أيضا إدخال معامل العمر وفترة بقاء العناصر المشعة في الجسم والجنس وهل هم مدخنين أم لا ، وقد تم ملاحظة بان 350 شخص من مليون شخص يموتون بسبب الإصابة بالسرطان نتيجة غاز الرادون بالنسبة للعاملين في المناجم 250 شخص من مليون شخص بالنسبة للعامة.

وفي النهاية تم التوصية بان لا تتجاوز نسبة الرادون في الهواء بالنسبة لمكان العمل 1000 بيكرل في المتر المكعب كمتوسط سنوي، أما بالنسبة للمساكن فينصح بان لا تزيد عن 148 بيكريل/متر مكعب، وفي ماء الشرب أن لا تزيد عن 11 بيكريل/لتر. أما بالنسبة لعنصر الراديوم المشع فانه تم تقدير نسبة الإصابة بسرطان العظم حوالي 200 لكل 10000 شخص.جري، و 8.8 لكل 1000جري خلال 11 سنة ونسبة الإصابة في سرطان الرأس حوالي 8 لكل 1000 جرى خلال مدة 10 سنوات، أما بالنسبة الى عنصر الثوريوم المشع فان نسبة الإصابة بسرطان الكبد تبلغ حوالي 300 لكل 10000 شخص. جري خلال 20 سنة، و60 اصابة لكل 10000 شخص. جري خلال 5 سنوات بالنسبة لسرطان نخاع العظم، و 120 لكل 10000 شخص. جري خلال 10 سنوات بالنسبة لسرطان الهيكل العظمي

أما بالنسبة لليورانيوم الطبيعي فقد بينت بعض الدراسات بان مقدار من الأخذ الداخلي يبلـغ 37 ملـي بيكريل في اليوم يعادل جرعة مقدارها 0.1 ميكروجري، وهو معدل الأخذ الطبيعي لهذا العنصـر، ولا يشـكل خطورة كبيرة كما في غيرة من العناصر، حيث تبلغ نسبة الخطورة 1 شخص من كل مليون شخص .جري . أمـا الخطورة من اليود المشع والذي يستخدم لأغراض علاجية بمعدل 2000-5000 ميجا بيكريل يزيد مـن نسـبة الإصابة بسرطان ثانوي في الدم. بينما وجد بان جرعة ما بين 200-400 ميجا بيكريل لعلاج النشاط الزائـد في الغدة الدرقية لا تحمل دلالة حتمية على زيادة نسبة الإصابة بالسرطان حتى في الغدة الدرقية نفسها، كمـا بينـت الدراسات بان جرعة لغاية 4 ميجا بيكريل لأغراض تشخيصيه لم تثبت زيادة نسبة الإصابة بسرطان الغدة الدرقية وبشكل عام فان نسبة الإصابة للعامة تبلغ حوالي 1 حالة لكل 10000 شخص. جري.

الفصل الثامن

برامج الوقاية الإشعاعية والمراقبة للأخذ الداخلي للمواد المشعة

ان وضع برنامج للوقاية الإشعاعية للتعرض الإشعاعي المهني أو التعرض في بعض الظروف الاستثنائية مثل الحوادث النووية والإشعاعية والتي تنطوي على مخاطر كبيرة من حيث تعرض الأشخاص للإشعاع والتلوث وكذلك البيئة أو في المجال الطبي أو البحثي نتيجة الأخذ الداخلي للمواد المشعة تقع على عاتق السلطات والمؤسسات المتعاملة في هذا المجال وتشمل المؤسسات المتعاملة بفصل النظائر المشعة و اعدادها أو معالجتها سواء في دورة الوقود النووي أو تحضير المواد المشعة للأغراض الطبية والبحثية والمستخدمين لهذه المواد في المجال الطبي والبحثي والزراعي و الصناعي وغيره من المجالات التي توجد فيها احتمالية للتعرض الإشعاعي الناتج عن الأخذ الداخلي للمواد المشعة.

لما سبق فقد أعدت الهيئات الدولية والعلمية بعض التوصيات والإرشادات ، مثل الوكالة الدولية للطاقة الذرية والهيئة الدولية للوقاية الإشعاعية بعض المعايير والتوصيات بالتعاون مع العديد من المؤسسات البحثية لهذه البرامج والسبل المثلى لتطبيقها وضمان جودتها ، لتقدير قيمة هذا التعرض الإشعاعي وضمان عدم تجاوزه الحدود الموصى بها ، وحسب ما هو متبع في العديد من دول العالم لغايات الوصول للوضع الأمثل في الوقاية الإشعاعية وحماية العاملين والجمهور والمرضى من مخاطر الإشعاع المؤين.

حدود الجرعات الإشعاعية ومستويات التحقق:

في العادة ، كل برنامج للوقاية الإشعاعية يجب أن يوضح الحدود المقبولة والمعتمدة للجرعات الإشعاعية الناتجة عن كافة التعرضات الإشعاعية، فبالنسبة للعاملين يجب عدم تجاوز حدود الجرعة الموصى بها دوليا وهي 20 ملي سيفرت في السنة أو 100 ملي سيفرت لخمس سنوات متتالية على أن لا تتجاوز كل جرعة مفردة 50 ملي سيفرت في السنة الواحدة من كافة التعرضات الإشعاعية سواء كانت ناتجة عن تعرض إشعاعي خارجي أو نتيجة اخذ داخلي لمواد مشعة من مصادر معروفة ومحددة ، وبناء على هذه القيمة تتم آلية وضع وتصميم واعتماد برنامج الوقاية الإشعاعية. وفي بعض الحالات فانه يصبح من الضرورة بشكل ما وضع مستويات للتحقق IL وهذه المستويات في حال رصدها ضمن برنامج المراقبة واستمرارها قد يؤدي الى تجاوز الحدود المسموح بها للجرعة الإشعاعية يصبح من الضروري اتخاذ الإجراءات اللازمة والناسبة لتصحيح الوضع القائم لضمان عدم تجاوز حدود الجرعة السنوية وهذا المستوى من التحقق يجب اتخاذه في حالة ملاحظة قراءات تفوق القراءات الاعتيادية خلال عملية المراقبة سواء بطريقة القياس المباشر أو قياس العينات المأخوذة من العاملين وهذا المستوى يمكن تحديده من عدة عوامل متعلقة بدورية القياس أو فحص العينة وفي حالة تحديد قيمة حد الأخذ السنوي AIL فان مستوى التحقق في عملية المراقبة الدورية في الزمن T يمكن إيجاده كما يلي:

$$IL = \frac{3}{10} \times ALI \times \frac{T}{365}$$

وهذا المستوى من التحقق يجب أن يسبق بالعادة بمستوى آخر وهو مستوى اقل قيمة وأكثر دقة منه وهو مستوى التوثيق و التقرير RL وهذا المستوى يمكن إيجاده كما يلي:

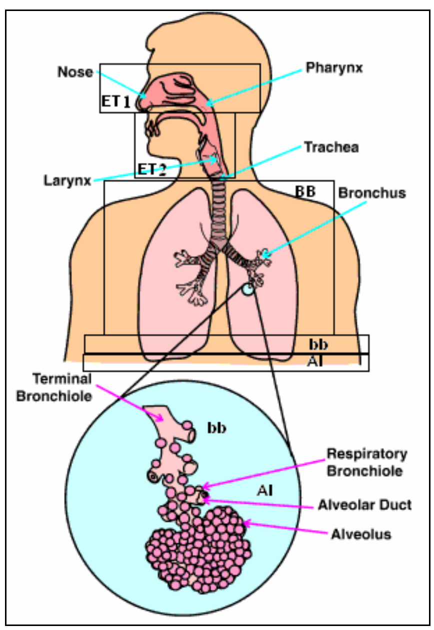
$$IL = \frac{1}{10} \times ALI \times \frac{T}{365}$$

النماذج المعتمدة لأخذ وانتقال و الإخراج للمواد المشعة:

في عملية وضع برنامج الوقاية الإشعاعية لتقدير الجرعات الناتجة عن عملية الأخذ الداخلي فانه من الضروري اعتماد ومعرفة النموذج والآلية التي تدخل فيها المادة المشعة ومن ثم كيفية انتقالها خلال الجسم واستقرارها أو إخراجها من الجسم ليتسنى لنا التقدير الصحيح أو الأقرب للدقة من غيره ليتم من بعدها اعتماد وحدات ثانوية أخري كالتي تم التطرق لها في الفصل السابق مثل حد الأخذ السنوي وقيمة تركيز المواد المشعة بالهواء وبالتالي الحكم على مناسبة ظروف العمل والتعرض لعدم الوصول لحد يتم فيه تجاوز الحدود المسموح بها.

نموذج الجهاز التنفسي:

يعتبر الجهاز التنفسي والجهاز الهضمي هما الطريق الرئيسي في عملية الأخذ للمواد المشعة بالإضافة الى الجلد ولكن لغاية الآن لا يوجد نموذج معتمد لدخول المواد عن طريق الجلد خلال عملية التلوث بينما يوجد نموذج للأخذ من خلال الجهاز التنفسي والجهاز الهضمي ونموذج لانتقال المواد المشعة وترسبها في العظام. لذا لا بد لنا من إعادة التوضيح بشكل أوسع لهذه النماذج المعتمدة وبالرغم بأنة قد تم التعرض لها في الفصل السابق من هذا الكتاب وسنبدأ بنموذج الجهاز التنفسي من خلال الشكل (1) وحسب ما ورد في تقرير الهيئة الدولية للوقاية الإشعاعية ICRP رقم 66 لسنة 1994 والذي تم فيه تحديث النماذج السابقة الواردة بتقريرها السابقة والتي تم التطرق لها سابقا.



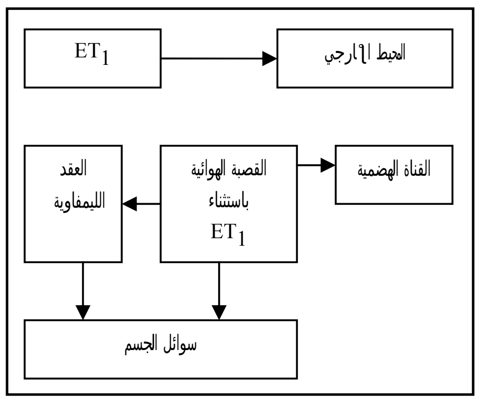
الشكل(1): النموذج المعتمد للجهاز التنفسي (ICRP,66).

في هذا النموذج المحدث تم تقسيم الجهاز الهضمي الى Rسة مناطق كما في الشكل (1) وتم وضع آلية ومعـاملات الترسب للسابحات من المواد المشعة والتي يبلغ قطرها الديناميكي في الهواء من ($0.6nm - 100\mu m$) في كل منطقة بأخذ متوسط القطر الديناميكي بحدود $5\mu m$ وحسب ما هو مبين في الجدول (1).

الجدول(1): نسبة الترسب للمواد المشعة في مناطق الجهاز التنفسي في بديل وهمي مرجعي لعامل (ICRP,66).

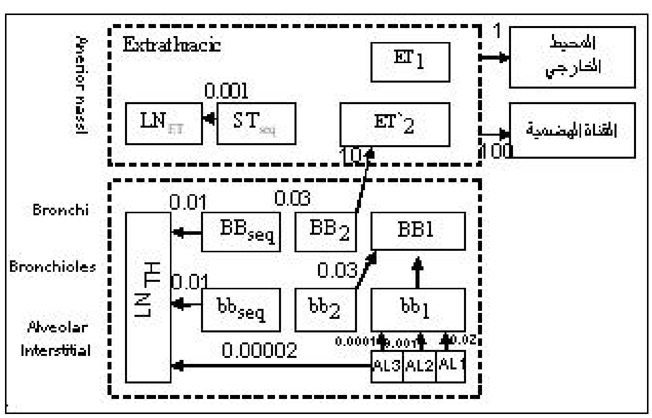
المنطقة	نسبة الترسب(%) لقطر 5µm
ET1	34
ET2	40
BB	1.8
bb	1.1
AI	5.3
المجموع	82

كما يصف النموذج آلية التخلص من المواد المشعة من خلال الزفير للبيئة أو بانتقالها الى الجهاز الهضمي أو ترسـبها وانتقالها لسوائل الجسم مثل الدم والسائل الليمفاوي خلال العقد الليمفاوية كما هو موضح بالشكل (2).



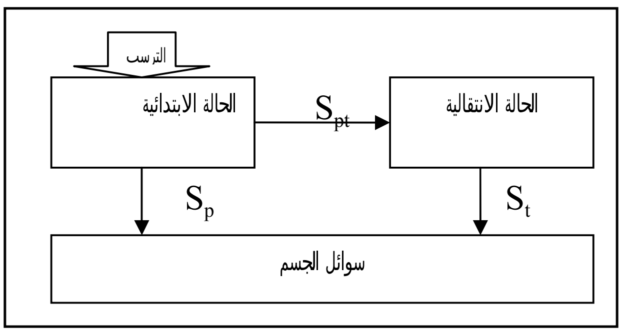
الشكل (2) : طرق التخلص من المواد المشعة وانتقالها (ICRP,66).

وفي هذا النموذج وبافتراض بان معدل الانتقال متساوي لكافة أنواع المواد المشعة ، تم تمثيـل الجهـاز التنفسـي بمقصورة واحدة بالنسبة لعملية الإخراج بواسطة الزفير والانتقال الى الجهاز الهضمي ، وهذا موضح بالشـكل (3) مبينا قيمة المعامل الزمني (يوم-1) للانتقال أو التخلص للخارج كما تشير الأسهم وبجانب كل سهم قيمة المعامل .



الشكل (3):التخلص والانتقال للمواد المشعة (ICRP,66).

في النموذج السابق للجهاز التنفسي تم توضيح آلية الامتصاص اعتمادا على الحالة الفيزيائية والكيمائية للمادة المشعة وعلى افتراض بان معدل الامتصاص متساوي في كل المناطق بما فيها العقد الليمفاوية وباستثناء منطقة $ET1$ حيث تم الافتراض بعدم حدوث هذا الامتصاص في هذه المنطقة وان عملية الامتصاص تتم على مرحلتين أولاهـا عمليـة تفكيك الذرة المشعة وأذابتها في مادة يمكن امتصاصها في الدم ومن ثم يتم امتصاصها وانتقالها الى الـدم حيـث أن بعض الذرات يتم امتصاصها بسرعة كبيرة وبعضها بسرعة متوسطة والأخر بشكل بطيء حسب ما تم ذكره سـابقا وقد تم اعتبار الذرة المشعة في منطقة القصبات الهوائية بالحالة الابتدائية حيث تبدأ بالذوبان بمعدل معين S_p ومن ثم تنتقل بمعدل S_{pt} الى الحالة الانتقالية لتنتقل بعد ذلك الى الدم بمعدل S_t كما هو موضح بالشكل (4) وقيمة هذه المعدلات (يوم$^{-1}$) موضحة بالجدول رقم (2) لكل نوع من المواد مصنفة حسب سرعة امتصاص المـادة المشـعة F, M, S حيث أن المواد السريعة الامتصاص F يمكن امتصاصها بنصف عمر يبلغ 10 دقائق وبنسبة 100% حيث تبلغ نسبة امتصاص المواد من الصنف M حوالي 10% خلال نصف عمر يبلـغ 10 دقـائق و 90 % خلال نصف عمر يبلغ 140 يوم بينما المواد من الصنف S تمتص بنسبة 0.1 % خلال نصف عمر 10 دقائق و نسبة 99.9 % خلال نصف عمر يبلغ 7000يوم.



الشكل (4): نموذج الامتصاص في الجهاز التنفسي والانتقال لسوائل الجسم

الجدول (2): قيم معدل الامتصاص للأصناف المختلفة من المواد المشعة.

S	M	F	(يوم$^{-1}$)
0.1	*10*	*100*	S_p
100	*90*	*0*	S_{pt}
0.0001	*0.005*	-	S_t

نموذج الجهاز الهضمي:

أما النموذج الرئيسي الثاني فهو نموذج الجهاز الهضمي كما تم ذكره في الفصل السابق حيث يقسم الجهاز الى أربع مناطق هي المعدة والأمعاء الدقيقة والأمعاء الغليظة العلوية والأمعاء الغليظة السفلية ويبلغ معدل بقـاء المـواد المشعة في كل منطقة هو 24,13,4,1 ساعة على التوالي وقيمة معدل الانتقال من كل منطقة الى المنطقة التي تليهـا λ تبلغ 1,1.8,6,24 (يوم$^{-1}$) لكل منطقة على التوالي ، أما المنطقة التي يتم الامتصاص فيها الى الدم هي الأمعـاء الدقيقة ويكون معدل الانتقال الى الدم λ_B ثابت لكل مادة مشعة ومرتبط بمعامل الانتقال f_1 للمواد المشـعة في الجهاز الهضمي وقيمها موجودة في الجداول التفصيلية في كل من سلسلة السلامة والأمان الصادرة عـن الوكالـة

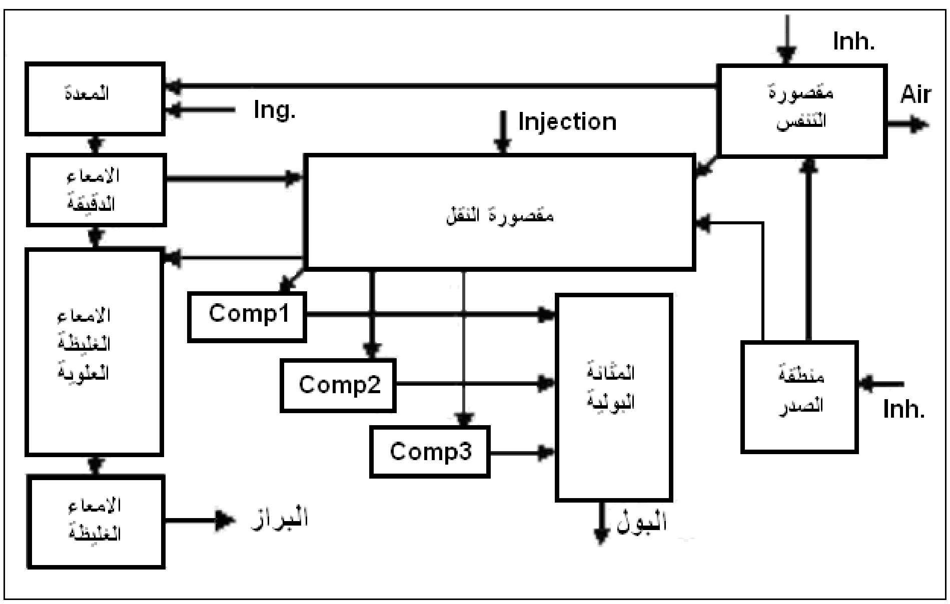
الدولية للطاقة الذرية رقم 115 لسنة 1996 ومنشور ICRP رقم 78 لسنة1997. ويمكن إيجاد معدل الانتقال λ_B من المعادلة التالية:

$$\lambda_B = \frac{f_1 \lambda_{SI}}{1 - f_1}$$

النموذج [illegible]:

أما النموذج الآخر الذي تحدثنا عنه في الفصل السابق فهو النموذج الحركي للعناصر المشعة داخـل الجسـم وترسبها في العظام أو في الأعضاء الأخرى من الجسم، ففي حالـة نظـائر الهيـدروجين H والكوبالـت Co والريثونيوم Rh والسيزيوم Cs والكالفورنيوم Cf تم اخذ نموذج على شكل سلسلة خطية من المقصورات كمـا في الشكل (5)، وكذلك نموذجين مبنيين أساسا على الطبيعية الوظائفية للجسـم أحـداهما يسـتخدم لعناصـر السترنيشوم Sr والراديوم Ra واليورانيوم U ، والآخر لعناصر الثوريوم Th والنبتنيوم Np والبلوتونيوم Pu والامريسوم Am والسيريوم Cm.

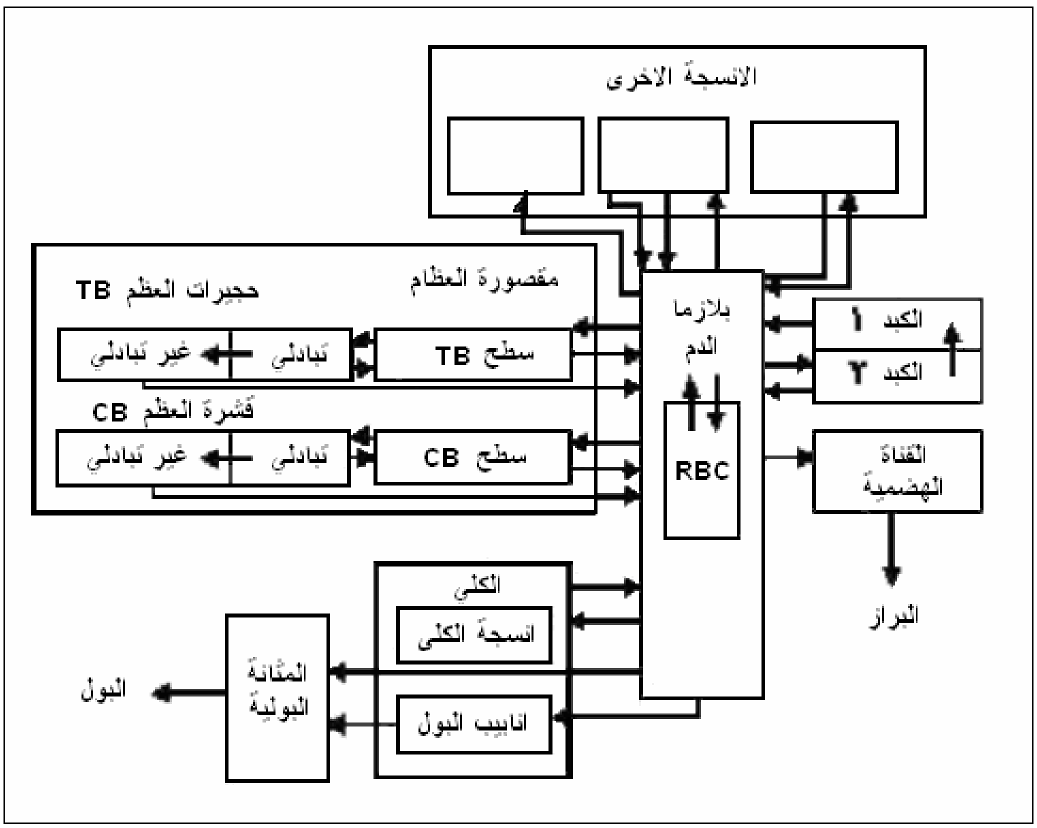
أما بالنسبة للعناصر Sr, Ra, U تعتبر من العناصر الأرضية وتكون حركتها في الجسـم مشـابة لحركـة الكالسيوم ، وباختلاف في معدل الانتقال لهذه العناصر عن الكالسيوم بسب عملية التمييز البيولوجي لهذه العناصر عن الكالسيوم ، ولكن جميع هذه العناصر متساوية في عملية الأخذ والتوزيع في الهيكل العظمي بعد الدخول مباشرة وبعد عدة اشهر يصبح معظم النشاط الإشعاعي في الجسم ناتج عن هذه العناصر .



الشكل(5): نموذج المقصورات الخطية لعناصر (H, Co, Rh, Cs, Cf)، كما ورد في ICRP, 30 .

فالمادة المشعة بعد الأخذ فأنها قد تنتقل الى الدم أو تترسب في العظم أو تخرج عن طريق البول والإخـراج. وهذا يعني بان كل المواد المشعة التي تغادر الأعضاء ستعود الى الدورة الدموية وبالتالي فأنها ستتوزع بشكل منتظم في الجسم ومن ثم سيعاد توزعها على الأعضاء ثانية من خلال الدم أو ستغادر الجسم مع الإخراج وبنفس المعـاملات التي دخلت بها الى الدم في أول مرة.

لقد تم تقسيم العظم الى منطقتين هما منطقة حجرات العظم ومنطقة قشرة العظم وكل من هــذه المنــاطق قسمت الى جسم العظم وسطح العظم وتكون المادة المشعة على سطح العظم قابلة للقيام بعملية تبادلية للمادة المشعة مع الدم بحكم التلاصق خلال عدة أيام وتدعى في هذه الحالة مقصورة تبادلية ($EXCH$)، أما المادة المشعة المستقرة في جسم العظم فأنها لا تتمكن من القيام بعملية التبادل وتدعى مقصورة غير تبادلية ($NONEXCH$) كما هــو مبين في الشكل (6). أما المادة المشعة التي لا يمكن تبادلها مع الدم والمترسبة في جسم العظم يمكن لها الانتقــال الى نخاع العظم ويمكن خلال عدة اشهر أن تعود الى الدم مجددا حيث أن إنتاج الدم يتم في نخاع العظم وهنــا يمكننــا وصف مقصورة الدم كمجال مشترك أو بركة مختلطة يتم من خلالها تبادل المواد المشعة مع أعضاء الجسم ، ولكن في نهاية الأمر فان بعض هذه المواد المشعة سوف تبقى في مختلف أعضاء الجسم مثل الجلد والعضلات والدهون. أما بالنسبة للكبد فان النموذج يعتمد على حركة المادة المشعة أكثر من الخصائص البيولوجية له ، وبالعادة فأنــه يــتم استخدام نموذج الكبد من مقصورتين لحالات دراسة العينات حيث أن أحد المقصورات تفقد المادة المشعة باتجــاه الجهاز الهضمي خلال مدة تبلغ عام واحد أما الأخرى فتبقى لمدة أطول ولعدة سنوات وخاصة في حالة البلتونيوم .



الشكل (6): النموذج الحيوي لحركة وتدوير المادة المشعة في الجسم. (ICRP,78)

بالنسبة للكلى فان المفترض هو ثبات معدل انتقال المادة المشعة الى البول في كلاهما ولكن تم تقســيمها الى مقصورتين ، أحدها تنقل المادة المشعة الى البول والأخرى تعيد جزء من المادة المشعة الى الدم وبالإضافة الى اعتبــار المثانة كمقصورة مستقلة والتي يتم تجميع كل البول وما يحتويه من مواد مشعة وبالتالي فان آلية انتقال المواد المشــعة ومعاملاتها وطرق إخراجها بواسطة البول أو الإخراج تم إيجادها وجدولتها في منشور ICRP رقــم 78 [102]، لكل عنصر من العناصر المشعة.

برامج الرصد الشخصي والمكاني والفردي:

أن الحاجة لتحديد المناطق المراقبة وغير المراقبة والأماكن المتوقع وجود خطر إشعاعي فيها سواء كان خطـر كامن أو ظاهر ، ومراقبة مقدار التعرض للعاملين يتطلب وضع برامج للرصد الشخصي والمكاني وبـرامج لقيـاس ومراقبة تلوث الهواء باستمرار أو بشكل روتني وكذلك دراسة العينات المأخوذة من العاملين بشكل دوري. فالمراقبة الدورية تكون بالعادة معنية بنوع واحد من القياسات إذا كان يوفر الحد المطلوب من الدقة للقياس ولكن هذا الأمر قد لا ينطبق على كل الممارسات فمثلا في حالة البلتونيوم ، يكون هناك إتباع لاكثر من طريقة ونوع من أنـواع القياس فمن الممكن قياس مقدار المادة المشعة بالمخاط على سبيل المثال. وهذا يعني بأن طبيعة ونوع الإشعاع تلعب الدور الأكبر في برنامج المراقبة وطريقة القياس ، فهناك أجهزة لا تستطيع رصد أنواع من الإشعاع بالشكل التقليدي وقد تحتاج الى إجراء قياسات أخرى ومن ضمنها إجراءات مختبرية وغيرها ، ومثال ذلك الصعوبة في الكشف عـن دقائق ألفا و بيتا في عملية القياس المباشر للجسم في غياب انبعاث أشعة جاما مع هذه الانبعاثـات ، أو في حـال كانت طاقة الأشعة المترافقة مع الانبعاث بطاقة قليلة جدا اقل من قدرة جهاز القياس على رصدها بشكل مباشر.

فعند إعداد برنامج المراقبة يجب الأخذ بعين الاعتبار نوع الإشعاع المنبعث من المادة المشعة في حال طريقـة القياس المباشر في الجسم الحي ، من حيث ضرورة وجود انبعاث لأشعة جاما أو أشعة اكس أو انبعـاث بزتـرون حيث أن مداه قصير ، ولكنه يتحد مع الإلكترون لإنتاج فوتونات عدد اثنين ،وكذلك وجود إنتاج لأشعة السينية المميزة في بعض العناصر الباعثة لجسيمات ألفا ، أو حدوث إنتاج لأشعة الانكباحية في باعثات جسيمات بيتا وبذلك تكون مشكلة القياس المباشر في الجسم مرتبطة بشكل اكبر في باعثات جسيمات ألفا مع الأشـعة السـينية منخفضة الطاقة بحيث يصعب قياسها مباشرة. وفي العادة يجب أن تكون أجهزة القياس هذه ذات كفاءة عالية وان تكون محكمة التدريع وان توضع في مكان تكون فيه الخلفية الإشعاعية الطبيعية منخفضه ، وان توضع هذه الأجهزة بأوضاع هندسية معينة تخدم غرض القياس ، وقد تم التطرق لهذا الموضوع في الفصل السابق وهذا الوضع بالعـادة يكون مرتبط بالعضو موضوع القياس مثل الغدة الدرقية أو الرقبة أو حتى كامل الجسم.

عند القياس يجب التأكد من عدم وجود تلوث أو أي تداخل مع وجود خلفية طبيعية لمـواد مشـعة مثـل البوتاسيوم ^{40}K وهنا يصبح من الضروري اخذ الخلفية الطبيعية للإشعاع في العاملين قبل مباشرتم العمل وبعـدة أوضاع في حالات القياسات الأكثر دقة واخذ العينات اللازمة لمعرفة نسبة التواجد الطبيعي للمواد المشعة في الجسم ، وكذلك التأكد من عدم وجود تلوث إشعاعي على الجسم أو الملابس قبل كل قياس ومن ثم وضـع النمـوذج المناسب لحركة وانتقال المواد المشعة قبل التقدير النهائي للجرعة الفعالة.

في العادة فان النواتج الانشطارية أو المنتجة بواسطة عملية التنشيط النووي مثل الكوبالت واليود والسـيزيوم يمكن قياسها وتقديرها ببعض أجهزة القياس البسيطة وغير المعقدة والتي تستخدم في العادة لأغراض الوقاية الإشعاعية ، فمثلا يمكن قياس عنصر اليود بجهاز قياس نشاط إشعاعي عادي يوضع عند الغدة الدرقية ، وهذه تعتبر ميزة حسنة بالنسبة لبرنامج المراقبة باستخدام هذه الأجهزة حيث يكون من الممكن استخدامها في أماكن العمل ولا تحتـاج الى غرف خاصة أو أماكن واسعة أو غيرها من تجهيزات وتحضيرات معقدة. ولكن هناك بعض المواد المشعة تحتـاج في عملية قياسها لأجهزة أكثر حساسية ودقة وقد وتحتاج لبعض عمليات الفصل الكيماوي قبـل القيـاس أو بعـض الأماكن الخاصة والإجراءات الأكثر تعقيدا من العناصر الأولى، ومثال على ذلك بعض باعثات جسيمات ألفا.

في هذا السياق جدير بنا الإشارة بان معظم قياسات النشاط الإشعاعي في الجسم الحي أو قياسـات كامـل الجسم سواء أكانت ذات حساسية ودقة عالية أو متوسطة وبسيطة تستخدم بلورة يوديد الصوديوم المنشطة بمـادة الثاليوم وذلك بسب انه يمكن تصنيع البلورة بالحجم الكبير والمطلوب ، وبالتالي توفير كفاءة عالية في قياس أشـعة جاما وقياس طيف واسع من باعثات أشعة جاما مما يوفر إمكانية تحليل والتعرف على طيف واسع مـن العناصـر المشعة بعد أجراء عملية معايرة روتينية مناسبة لنظام القياس ، هذا بالإضافة الى إمكانية استخدام كاشف الجرمانيوم عالي النقاوة في عمليات القياس حيث يوفر هذا النوع من الكواشف قدرة عالية على التمييز بين مختلـف العناصـر المشعة في حالة وجود خليط معقد من المواد المشعة في الجسم أو العينة. وكذلك يمكن استخدام كاشف أشعة بيتـا التقليدي لعمليات الكشف والقياس للنشاط الإشعاعي في حالة تلوث الجروح وقد تكون عملية قياس أشعة ألفا في الجروح أصعب في حالة الطاقة المنخفضة لأشعة جاما والأشعة السينية المترافقة مع هذه الانبعاثات وحتى أن كانت في الجروح المفتوحة.

في برنامج القياس الإشعاعي لعملية الأخذ الداخلي للمواد المشعة قد يتم اللجوء لأخذ عينـات مـن مـواد الإخراج لقياسها في حالة باعثات ألفا وغياب أشعة جاما أو الأشعة السينية وبالطاقة المناسبة للقياس وذلك يتم بقياس النشاط الإشعاعي في عينات البول والبراز في بعض الحالات ، وكذلك قد تتم عملية القياس للمخاط أو عينات الدم وقد تكون بشكل دوري للعاملين أو ضمن زمن محدد في بعض حالات التلوث الإشعاعي ، فعلى سبيل المثال فـان عملية قياس عينة البول مرة واحدة في اليوم كافيه بالنسبة لمراقبة مقدار الأخذ الداخلي الناتج عن التعامل مع المـاء الثقيل ، ويتم إيجاد النشاط الإشعاعي بواحدة البيكرل لكل لتر ويتم تقدير النشاط الكلي على افتراض أن جسـم الإنسان يحتوي على 42 لتر من الماء كون عنصر الهيدروجين المشع والذي يعتبر مادة تمتص سريعا ستدخل وتتوزع بانتظام في الجسم المحتوى على الماء. ومع هذا يجب اتخاذ الحيطة والحذر لضمان عدم تلوث العينات ، وكذلك تقييم مقدار النشاط الإشعاعي بوحدة الزمن أو الفترة الزمنية لجمع العينات وفي حالة عينات البول ، فان فترة 24 ساعة مناسبة ولكن في حالة عينات البراز فان عدة أيام تكون مناسبة أكثر نظرا لدورية الإخراج وكذلك يجـب اعتبـار سرعة امتصاص المادة من العوامل التي تحدد الفترة الزمنية للعينة. ويمكن أيضا استخدام تقنية قياس الزفير في بعـض الحالات مثل الراديوم والثوريوم حيث أن الذرات الوليدة من السلسلة الإشعاعية تكون بشـكل غـازي ويمكـن إخراجها مع الزفير.

تعتبر طريقة قياس ومراقبة الهواء من أحد الطرق التي يشملها برنامج القياس والمراقبة فيتم استخدام أجهـزة قياس عينات الهواء إما التي تقوم بالقياس بشكل مستمر أو بشكل دوري بحيث يتم احتساب تركيز المـواد المشـعة بالمتر المكعب من الهواء واعتماد مقدار معدل التنفس لتقدير كمية المواد المشعة المستنشقة في مكان العمـل ويجـب الأخذ بعين الاعتبار بان عملية الفلتره وجمع العينة يجب أن تكون بشكل كافي يمكن قياسه وبحد ادني يبلغ 0.1 من حد الأخذ السنوي وعلى فترات وبدورية تضمن التوزيع الطبيعي للقياسات وكذلك معرفـة الصـفات المتعلقـة بالجسيمات التي يقوم بجمعها الجهاز وهذا الأمر مرتبط بكفاءة الفلتر ونوعية مدخل الجهاز.

أن العامل الرئيسي لأخذ القرار المناسب في اختيار عملية القياس المباشر أو غير المباشر في حالـة الحـوادث النووية أو حالات التلوث الإشعاعي ، هو المواصفات الإشعاعية للمادة المشعة موضوع الحادث أو التلوث وفي حالة التلوث الخارجي للشخص بباعثات أشعة جاما فأنه يجب الانتظار لحين إزالة هذا التلوث بالكامل قبل أجراء عملية القياس المباشر لمنع حدوث أي تداخل بين قيمة الأخذ الداخلي وقيمة التلوث الخارجي الذي لا يعتبر مـن قيمـة

الأخذ ، بالإضافة الى منع أي احتمالية لتلوث أجهزة القياس. ولكن هذا التلوث لا يتداخل مع طريقة القياس غير المباشر، وكذلك التلوث بباعثات ألفا وباعثات بيتا غير المترافقة مع أشعة جاما ذات الطاقة العالية لا تتداخل بشكل مباشر مع نوع القياس سواء كان مباشر أو غير مباشر ولكن يجب اتخاذ الحيطة والحذر بعدم تلوث العينات في حال اختيار طريقة القياس غير المباشر. ويجب الأخذ بعين الاعتبار بان عملية قياس العينات في الطريقة غير المباشرة مباشرة بعد الحادث أو التلوث قد لا تكون مجدية بشكل كبير بسب طبيعة الزمن اللازم الذي يجب أن تأخذه هذه المواد لحين ظهورها في العينات ولكنها تحتاج الى متابعة بعد فترة زمنية وبدورية مناسبة.

تقدير واحتساب الجرعات الإشعاعية:

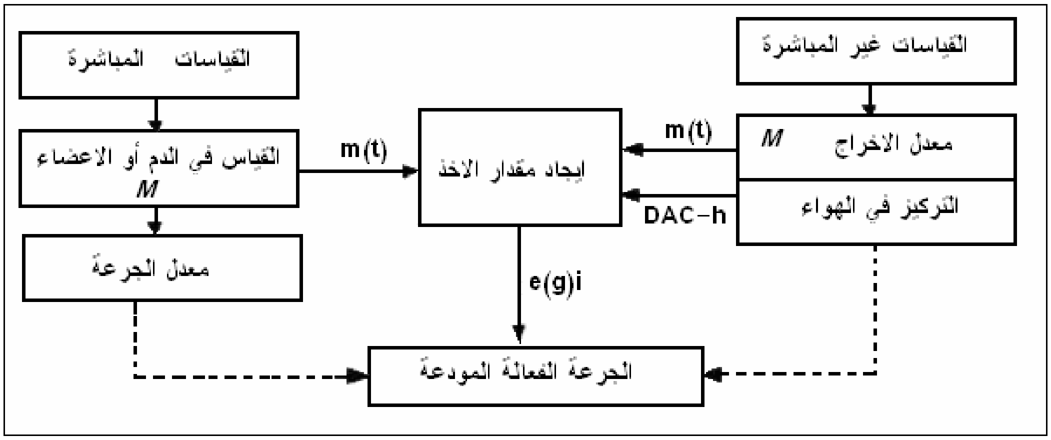
لحسابات قيمة الجرعة الفعالة وتقدير الجرعات المأخوذة عن طريق الأخذ الداخلي للمواد المشعة فان المطلوب دائما تقييم ومعرفة مقدار الأخذ من المواد المشعة ومن ثم تطبيق النموذج الحيوي المناسب لأعضاء الجسم لمعرفة مقدار المادة المشعة التي ترسبت واستقرت في الجسم ، ومن ثم يتم معرفة قيمة الجرعة. وبما أن الحسابات وتطبيق النماذج الحيوية للجسم تحتاج الى وقت وجهد كبير فقد تتم الاستعانه بأجهزة الحاسب وبعض البرامج المخصصة لهذه الغاية.

ومن ناحية أكثر عملية فان سلسة السلامة والأمان رقم 115 لسنة 1997 تحتوى على جداول وقيم مكافئات الجرعة المأخوذة عن طريق البلع والهضم لكل وحدة أخذ داخلي والمناظرة لمقدار معاملات الانتقال الداخلي المختلفة في الجهاز الهضمي كون الامتصاص يتم من خلال الأمعاء الدقيقة ، وكذلك قيمة معامل الانتقال f للمواد التي لم يتم امتصاصها في الجهاز التنفسي وتنتقل الى القناة الهضمية ومعاملات الامتصاص من خلال الجهاز الهضمي حسب سرعة امتصاصها الواردة في منشور الهيئة الدولية للوقاية الإشعاعية ICRP رقم 66 لسنة 1994 والبيانات الواردة في المنشور رقم 78 لسنة 1998 عن نفس الهيئة نستطيع من خلالها حساب وتقدير الجرعة الفعالة المودعة في الجسم بعد معرفة مقدار الأخذ الداخلي. أما بالنسبة لبرنامج القياس فانه يوفر لنا المعلومات التي يمكن من خلالها معرفة قيمة الأخذ الداخلي في حالة معرفتنا لوقت الأخذ ، ففي حالة الأخذ لمادة معينة من خلال الهضم أو التنفس أو الحقن فان الجداول تحتوي على المعامل $m(t)$ للقيم التي يتم قياسها من اليوم الأول ولغاية اليوم العاشر في الجسم أو العضو أو العينة بعد عملية الأخذ في الزمن t. وبالتالي فان عملية حساب الجرعة يجب أن تتم حسب المخطط التوضيحي المبين بالشكل (7) حيث يبين الشكل طريقة القياس والقيمة التي تم قياسها ومن ثم حساب الجرعة الفعالة.

القياس المباشر وغير المباشر يعطينا المعلومة الدالة على كمية المادة المشعة في الجسم أو العضو أو في العينة أو في البيئة ومن ثم فان النموذج الحيوي يقوم بوصف عملية الانتقال والامتصاص والبقاء في الجسم أو الخروج بارتباط زمني. ولحساب أو تقدير قيمة الأخذ فإننا نفترض بأنه تم قياس محتوى الجسم أو معدل الإخراج في العينة M وهذه الكمية المقاسه بالطريقة المباشرة أو غير المباشرة نقسمها على المعامل $m(t)$ ، وعلية فان مقدار الأخذ بعد زمن معين t يساوي:

$$I = \frac{M}{m(t)}$$

حيث أن قيمة $m(t)$ هي القيم المعطاة في ICRP رقم 78 , بناء على النموذج الحيوي المتبع لكل نظير مشع.



الشكل(7): مخطط توضيحي لعملية حساب الجرعة من القيمة ألمقاسه.

مثال:

ولتوضيح الأمر وعلى سبيل المثال فان اليود-131 في الجسم يتم قياسه مباشرة باستخدام بلـورة يوديـد الصوديوم فإذا كان برنامج المراقبة الروتيني يجرى كل أسبوعين وتم قياس محتوى الغدة الدرقية ، حيث قيست كمية مقدارها 3000 بيكريل في جسم عامل في مختبر. فان هذه الكمية بصفته عامل فأنا ستكون عن طريق استنشاقها وبما انه من الصعوبة تحديد وقت الأخذ الفعلي خلال الأسبوعين فإننا سنفترض بان الأخذ تم في منتصـف المـدة وصعوبة التحديد عائدة لطبيعة العمل، وبالتالي فان $m(7) = 0.074$ والتي تم إيجادها من الجداول حسب النموذج الحيوي لصنف سريع الامتصاص F بذلك فان مقدار الأخذ I يساوي:

$$I = \frac{3000Bq}{0.074} = 41kBq$$

وبما أن مكافئ الجرعة الفعالة لليود-131 حسب الجدول الثاني-ثالثا في سلسة السلامة والأمـان 115 يسـاوي $1.1\times10^{-8}\,Sv/Bq$فان قيمة الجرعة الفعالة المودعة نتيجة هذا الأخذ تساوي:

$$E_T = e(g)\times I = 1.1\times10^{-8}\,\frac{Sv}{Bq}\times 41kBq = 450\mu Sv$$

أما إذا تم القياس بالطريقة غير المباشرة وذلك بقياس عينة البول بعد القياس المباشر أي في اليوم الثـامن وتم قيـاس المحتوى الإشعاعي للبول وكان 30 بيكريل ووجدنا مـن الجـداول قيمـة $m(8) = 1.1\times10^{-4}$ فـان قيمـة $I = 270kBq$ والجرعة الناتجة عن هذا الأخذ ستكون $3mSv$.

أما لو تم احتساب قيمة الأخذ الداخلي بواسطة قياس تركيز المادة المشعة في الهـواء DAC ووجـد بـان التركيز الأعلى كان 20000 بيكرل/متر مكعب، وبما أن معدل التنفس للعامل يبلغ 1.2 متر مكعب/ سـاعة ، وعلية فان مقدار الأخذ سيبلغ 24000 بيكرل لكل ساعة ومن ثم يتم ضرب هذه القيمة في عدد ساعات العمـل وإيجاد مقدار الجرعة الفعالة بضرب قيمة الأخذ بمكافئ الجرعة الفعالة.

إن عملية التغاير في القيم المحسوبة من خلال كل طريقة تبدو مختلفة ولكن هذا الأمر عائد لعدة عوامل منـها اختلاف الآلية الحيوية لانتقال وحركة المادة المشعة في الجسم من شخص لآخر ، وقد يبلغ معدل هذا الاخـتلاف بالنسبة لليود-131 معامل يصل الى 10 ، ومن ناحية أخرى فان معدل الإخراج لليود يتناقص بشكل كبير جـدا

مع الزمن وبحدود 1000 مرة خلال فترة المراقبة البالغة أسبوعين وهذا الأمر قد يكون مصدرا للخطأ بافتراض عدم التحديد المناسب لوقت الأخذ الحقيقي. من هنا يمكن اعتبار عدم الدقة في القياس لأي من هذه الطرق الثلاث للقياس مرتبط أولا بنوع المادة المشعة مدار البحث ومن ثم بدقة القياس عندما يكون القياس في الحدود الدنيا لقدرة الجهاز على الكشف نتيجة الخطأ الإحصائي ، وفي احتساب عدد النبضات أو النشاطية ، ولكن إذا كانت المادة المشعة بكمية كافية فان هذا المصدر لعدم الدقة سوف ينخفض بشكل كبير ، هذا بالإضافة الى إن استخدام النماذج المعيارية قد يكون مصدرا لعدم الدقة وذلك بسبب الاختلافات بين النماذج والأشخاص موضوع القياس ، حيث أن النموذج يكون في العادة كمتوسط لمجموع الأشخاص أو بعبارة أخري يمثل العدد الأكبر من الأشخاص والفروقات الشخصية الموجودة وبالتالي فان مقدار الدقة قد يكون من الصعب تحديده بدقة.

هناك أمر لا بد من التطرق له وهو القياس والمراقبة في حالة الجروح المفتوحة والإصابات ، ففي مثل هذه الحالة فان المادة المشعة تدخل الى الأنسجة وبالتالي سوف تنتقل الى مقصورة النقل في الجسم وهي الدم وسوائل الجسم ، وهنا فان برنامج قياس مخصص يجب إتباعه اعتمادا على نوع المادة المشعة والنشاطية الإشعاعية لها وكذلك المعالجة الطبية لتنظيف الجرح من المادة المشعة ويتم قياسها ومن ثم يتم قياس مقدار المادة المشعة المتبقية في الجرح وفي هذه الحالة يمكن القياس بالطرق المباشرة أو غير المباشرة وفي حال طريقة القياس المباشر لكافة الجسم يجب تغطية منطقة الجرح بدرع إشعاعي مناسب وذلك لتقييم مقدار الأخذ للمادة المشعة في الجسم ومن ثم يتم معرفة مقدار الأخذ وبالتالي يكون من الممكن إيجاد مقدار الجرعة الفعالة المودعة. وفي حالة اللجوء الى تدخل طبي علاجي قد يؤثر على سير الحركة الحيوية للمادة المشعة في الجسم فأنه يجب أخذ ذلك بعين الاعتبار كون هذه التداخلات الطبية تسرع أو تزيد بشكل أو بآخر عملية إخراج المادة خارج الجسم والتخلص منها أو التقليل من نسبة ترسبها وبقائها في الجسم.

برنامج ضبط الجودة لقياس الجرعات الداخلية:

برنامج ضبط الجودة يمكن اعتباره كمحتوى تخطيطي وتطبيقي لبرامج قياس الجرعات الداخلية وهو من الضرورة بحيث انه يوفر المستوى الملائم من الثقة والاعتماد على جودة ودقة الحسابات وبرنامج ضبط الجودة بما فيه السيطرة النوعية يشمل جميع أجهزة القياس وأدائها وطرق القياس وخطوات التقييم وبالتالي فأنة يجب أن يشمل ما يلي:

1- عمل الأجهزة والمعدات بالشكل الملائم. 2- أجراء عملية المعايرة الملائمة لهذه الأجهزة والمعدات.

3- الخطوات والإجراءات وطرق التحليل والتقييم. 4- إنشاء السجلات المناسبة للقياسات والجرعات.

5- تجنب الأخطاء في كافة الخطوات من القياس الى عملية التقييم النهائي.

6- عمل برامج مقارنة بين المؤسسات واعتماد نماذج للمراجعة والتقييم غير البرامج المتبعة لتقيم النتائج.

وبالإضافة الى برنامج ضبط الجودة فأنه يجب أن يكون هناك برنامج توثيقي للقياسات وسجل للأجهزة وعمليات المعايرة لها وسجل جرعات التعرض الشخصي والتي يجب أن تشمل مجموع التعرضات الناتجة عن عملية الأخذ الداخلي للمواد المشعة والناتجة عن التعرضات الخارجية للإشعاع.

الفصل التاسع

القياسات الإشعاعية للأغذية والبيئة

ان الغاية من القياسات الإشعاعية في الغذاء والبيئة ذات أهمية قصوى في الوقاية الإشعاعية بهدف حماية الإنسان من الغذاء الملوث والبيئة الملوثة نتيجة النشاطات النووية. وبالتالي تامين الغذاء والبيئة المناسبة وغير الملوثة بالمواد المشعة نتيجة عمليات التخلص من هذه المواد سواء خلال عملية النشاط النووي أو بعد انتهائه. وبالتالي التحديد والكشف المناسب عن وجود المواد المشعة وطبيعتها في المواد الغذائية أو البيئية لغايات اتخاذ إجراءات الوقاية أو المعالجة المناسبة لها وذلك من خلال المعرفة بمسارات المواد المشعة من المصدر ولغاية وصولها الى الغذاء أو البيئة.

في عملية القياس هذه فانه من المستحسن دائما أن يتم قياس مقدار التلوث في الغذاء على أساس قياس مقدار التلوث في الأصناف المختلفة من الغذاء كل على حده وبناء على النمط الاستهلاكي لهذه الأصناف حيث تتم عملية التحليل لمقدار الأخذ من المواد المشعة المترتب على استهلاك هذه الأصناف ، بالإضافة الى الإلمام بالنمط الإنتاجي لهذه الأصناف الغذائية والبيئة المنتجة لها ، وقد يشمل هذا الإلمام بالعمليات المتممة لعملية الإنتاج أو التحضير قبل الاستهلاك المباشر . فالأصناف الغذائية مثل الحليب واللحوم والحبوب والفواكه والخضراوات وغيرها قد تتعرض الى عملية تلوث بمواد مشعة ضمن السلسلة الغذائية المبتدئة من النبات والتربة ولغاية الاستهلاك النهائي ولمعرفة مقدار هذا التلوث فانه لا بد من اخذ العينات من هذه الأصناف بالإضافة لعينات من التربة والمياه والهواء فعلى سبيل المثال مادة الحليب والذي يتم استهلاكه على نطاق واسع فقد يتلوث نتيجة رعي الحيوان الحالب للأعشاب التي تكون قد تلوثت بشكل مباشر نتيجة تساقط المواد المشعة عليها مباشرة أو من خلال انتقالها من التربة نتيجة تساقط مترسب في الأعماق أو خلال تنفس الهواء الملوث أو شرب الماء الملوث ومن هنا تصبح ضرورة التعامل مع أكثر من مصدر من العينات لقياسها وتحليلها لمعرفة مقدار تركيز المادة المشعة فيها.

أن عملية القياس والتحليل تتطلب معرفة المواد المشعة المرشحة لعملية الكشف والقياس وتحديد مقدارها وبالتالي تحديد المصدر سواء كان طبيعي أو صناعي، لذا فان المواد المشعة الناتجة عن العمليات الانشطار النووي في المفاعلات أو مراكز الأبحاث أو الأسلحة النووية من أوائل المواد المرشحة لعملية الكشف والقياس ، وكذلك المواد المشعة الناتجة عن عمليات التنشيط النووي والمواد المشعة ذات التواجد الطبيعي في البيئة وعلى أن تترافق هذه المعرفة مع الأماكن التي يمكن أن تتواجد فيها ومثال على ذلك فانه يمكن أن يتواجد في الهواء ($^{131}I,^{134}Cs,^{137}Cs$) بينما ($^{131}I,^{134}Cs,^{137}Cs,^{89}Sr,^{90}Sr,^{3}H$) تتواجد في الماء ويوجد في الحليب ($^{131}I,^{134}Cs,^{137}Cs,^{89}Sr,^{90}Sr$) و عنصري ($^{134}Cs,^{137}Cs$) المشعين فانهما يتواجدا في اللحوم وأما في النباتات فقد يتواجد كل من ($^{131}I,^{134}Cs,^{137}Cs,^{95}Nb,^{89}Sr,^{90}Sr,^{95}Zr,^{103}Ru,^{106}Ru,^{141}Ce,^{144}Ce$) وفي التربة يمكن إن يتواجد كل من ($^{134}Cs,^{137}Cs,^{238}Pu,^{90}Sr,^{239+240}Pu,^{95}Zr,^{241}Am,^{242}Cm$) . ولإجراء عملية القياس ، لا بد من

وجود المختبر والملائم والأجهزة والأدوات ألمخبريه اللازمة للقياس والكشف وعمليات الفصل والتحليل والترسيب والتجفيف وغيرها.

ΘƵيÂات ƲلتƎ القياسات الإÌǍاعية:

أن عملية إنشاء وإدامة برنامج وقاية إشعاعية لغايات القياسات الإشعاعية للأغذية والبيئة يجب أن يحتوي على معدات وأجهزة ومختبرات ذات قدرة وكفاءة عالية لعملية القياسات ، بالإضافة الى العاملين المؤهلين لهـذه الغايـة وذلك لقياس تواجد الانوية المشعة من باعثات أشعة جاما بواسطة التحليل الطيفي من اجل التعرف علـى هـذه العناصر وتحديد كمية تواجدها وباعثات بيتا وألفا كذلك. بالإضافة الى وجود أجهزة وأماكن الفصل والتحضـير للعينات المراد قياسها وهذه تشمل أجهزة التبخير وفرن التجفيف وفرن الحرق والترميد للعينـات وأدوات المناولـة للعينات عالية الإشعاعية ، وكذلك وجود أماكن لتخزين العينات وأجهزة تبريد وتجميد للحفاظ علـى العينـات. فالمختبر النموذجي المعتمد يجب أن يحتوي على مكان استقبال العينة وتحضيرها وتخزينها بمساحة مناسـبة (130-180متر مربع). وكذلك مختبر القياس والتحليل الطيفي لباعثات أشعة جاما والذي يجب أن يحتوي على أجهـزة المسح اليدوي لمسح العينات المستقبلة لغايات الفحص وكاشف جرمانيوم بكفاءة تصل الى 20% وقدرة تحليلية ما بين $(2.0-2.2keV)$ ووحدة تبريد بالنتروجين السائل ومحلل متعدد القنوات (MCA) بالإضافة الى عـداد أو تحليل طيفي مزود بكاشف وميضي $NaI(Tl)$ بمساحة $(7.62cm \times 7.62cm)$ وقدرة تحليلية تصـل الى 8% ومختبر التحليل الطيفي لباعثات جسيمات ألفا الذي يحتوي على جهاز مسح إشعاعي محمول لقياس العينات القادمة للتحليل وكاشف إشعاعي $(Silicon\ surface-barrier)$ مع التجهيـزات المرتبطـة بـه مثـل جهـاز (MCA) وغرفة لمعالجة التريتوم تحتوي على جهاز تقطير لتحضير العينة وعداد كاشف وميضي سـائل ، ومختـبر الكيمياء الإشعاعية لقياس عنصر السترونشيوم وعداد جسيمات بيتا مع توفير التهوية والتكيـف المناسـب لهـذه المختبرات للحفاظ على درجات الحرارة المناسبة.

ƷƩ الǍينات وƠƦƘƚƗ:

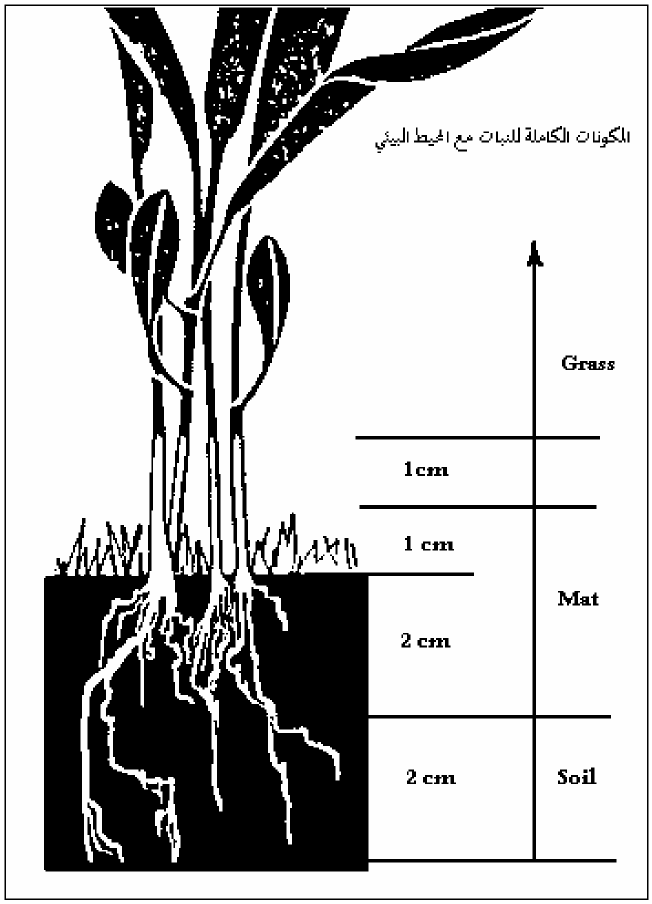
في العادة فان العينات المراد قياسها سواء من عينات الغذاء أو البيئة تحتاج لعملية إعداد وتحضـير فيزيائيـة مناسبة تتناسب مع نوع القياس المنوي إجراءه. فقد تحتاج العينة لعملية تقليص حجمها الفيزيائي بدون الانتقاص من مكونها الإشعاعي أو التجفيف أو التجانس قبل وضعها للقياس مع الأخذ بعين الاعتبار الطريقة الملائمة للتعامل مع العينة بما يضمن عدم تلوث العينة بأي مادة إشعاعية لا تكون فيها أصلا ، هذا بالإضـافة الى بعـض الاعتبـارات الأخرى المتعلقة بعملية جمع العينات من حيث تمثيلها المناسب للمادة المأخوذ منها العينة وتخزينها بشكل لا يعرضها للتحلل أو الفساد أو التلوث وذلك بتوفير التخزين الملائم من تبريد أو عزل أو طرق تخزين خاصة. هذا بالإضافة الى انه من الممكن أن يتم تحويل العينة الى الشكل الأكثر استقرارا بواسطة التجفيف أو الترميد (تحويلها الى رماد) مـع المحافظة على درجات الحرارة التي تضمن عدم فقدان العناصر المشعة في العينة ، أما بالنسبة الى حاويات الحفظ يجب أن تكون مستقرة ومقاومة للعوامل الكيماوية المضافة لمعالجته العينة مثل الحوامض مع ضـرورة نظافتـها لتجنـب التلوث.

فيما يتعلق بتحضير العينة فأن عملية التجفيف للعينة تنطوي على عملية إعادة تشكيل فيزيائي للعينة من حيث الحجم والوزن مما يؤهلها لفترة تخزين أطول وسهولة في عملية القياس ، وعملية التجفيف يمكن أن تتم على درجات حرارة تصل الى 105 درجة مئوية أو تحت درجات الحرارة العادية للغرفة حتى لا يتم فقدان المكنون الإشعاعي للعينة. أما عملية التبخير فهي عملية تتم لزيادة تركيز العينة ويجب أن تتم هذه العملية بحذر خوفا من فقدان العينة أو فقدان مكنونها ، كما انه من الممكن إجراء عملية تحويل العينة لرماد باستخدام أفران خاصة لهذه الغاية وعلى درجات حرارة لا تزيد عن 450 درجة مئوية وبزمن يعتمد على نوع العينة حيث يمكن أن يتراوح هذا الزمن من 16-24 ساعة في العينات الكبيرة ، وعملية الترميد هذه يجب أن تتم فقط للعينات التي لا تحتوي على السيزويوم المشع حيث أن العينة تبدأ بفقدان هذا العنصر بشكل مؤثر بعد درجة حرارة تبلغ 400 درجة مئوية ، أما في حالة كان الهدف تحليل وكشف وجود عنصر السترونشيوم المشع فان درجة حرارة لغاية 600 درجة مئوية يمكن استخدامها. بعيد عملية الترميد يمكن عمل خلط لهذا الرماد لغاية تجانس العينة وذلك لان هناك احتمالية لعدم تمثيل العينة للمادة بشكل كافي وذلك أما لصغر حجم العينة أو طريقة أخذها لذا فانه من الممكن اخذ اكثر من عينة أو عينة ذات حجم كبير وإجراء عملية الخلط لهما للحصول على التجانس المطلوب.

أن طريقة جمع العينة تعتمد على الطبيعية الفيزيائية للعينة ففي حالة جمع عينات الهواء فانه من الضرورة جمعها بواسطة استخدام مرشح (فلتر) ومضخة سحب للهواء مزودة بمقياس معدل تدفق الهواء وقد يستخدم بعض المرشحات الخاصة في بعض الحالات ، مثل استخدام غضروف من الكربون أو بعض المواد الكيماوية في حال كان الهدف قياس تواجد عنصر اليود المشع في الجو ، وبعد أن تتم عملية الجمع هذه يتم قياس وتحليل مقدار المادة المشعة المتجمعة على المرشح وتكون بوحدة البكريل لكل متر مكعب من الهواء. أما في حال جمع العينات لقياس المتساقطات من المواد المشعة فأنه يستخدم عدة أنواع من المرشحات الزجاجية أو مرشحات (*PVC*) أو المرشحات الكيسية وهذه المرشحات تكون بكفاءة عالية إذا ما استخدمت بالشكل المناسب.

لجمع عينات من البيئة الرعوية مثل الأعشاب الرعوية فانه من الضرورة اختيار الأعشاب التي تمثل المصدر الرئيسي لتغذية الحيوان مع الحذر من عدم اختلاط هذه العينات بالتربة لضمان عدم تلوثها من التربة حيث أن الهدف من القياس هو معرفة مقدار المادة المشعة المتركزة بالأعشاب فقط وليس التربة. ولضمان عدم تلوث النبتة بالمحيط يتم ذلك بإبقاء النبات في اليد عند قطعة ولطول 5 سم حيث أن هذا الطول يمثل الطول المناسب لرعي الأبقار وقد يقلص هذا الطول في حالة وجود حيوانات رعوية قابلة للراعي على نباتات اقصر من هذا الطول وقد يستعمل نموذج توفيقي في حالة كون النبات قصير أو غير مكتمل النمو يتضمن تحول العينة مع أجزاء بسيطة من الحصيرة العشبية (*Mat*) حول النبات أو من خلال محيط النبات كما هو موضح بالشكل(1) . ومن ثم يمكن قياس هذه العينات مباشرة إذا توفرت الإمكانية أو بعد التجفيف. أما بالنسبة لعملية جمع عينات التربة فأنة من الممكن جمع العينة بحيث تمثل أيضا مقدار الترسب في الأعماق أو الترسب السطحي وذلك حسب نوع الدراسة المطلوبة ، وفي هذه الحالة فانه يجب اخذ العينة من على عمق 25-50سم من منطقة منبسطة غير منحدره ومكشوفة متوسطة الأمطار. أما في حالة الدراسة السطحية فان العينة يتم أخذها من عمق 5 سم وبمساحة سطحية تبلغ 200 سم^2 وباستخدام الأدوات المناسبة للحفر.

وبعد عملية الجمع هذه فانه من المناسب العمل على فرد العينة على سطح بلاستيكي أو صينية معدنية وتركها لتجف ومن ثم يتم فصل الحصى والحجارة عن العينة بعد معرفة وزنها وطرحة من وزن العينة وكذلك قد يلزم طحن العينة من التربة إذا لزم الأمر وخلطها بشكل مناسب ومن ثم قياس مقدار المادة المشعة بوحدة البكريل لكل كغم في حال استخدام وزن العينة إو البكريل لكل متر مربع إذا تم اعتماد مساحة اخذ العينة.



الشكل (1): المكونات الكاملة للنبات مع المحيط الخارجي

أما بالنسبة لجمع بقية العينات من المواد الغذائية فانه من الممكن جمعها من المنتج الأصلي أو في مراكز البيع إذا عرف المصدر لهذه المنتجات الغذائية وهناك بعض الأنواع من الأغذية قد تحتاج لعمليات تحضير وبعضها يمكن قياسه مباشرة مثل الحليب أو بعد إضافة بعض المواد الحافظة أليه إذا لم يتم قياسه مباشرة. أما عينات المياه فانه يمكن جمعها من المنازل أو مصادر المياه وكذلك من مياه الأمطار مباشرة من مساحة سطحية تبلغ 0.1 -0.2 متر مربع للمناطق ذات المحصول المطري الذي يبلغ 5-25 سم في الشهر ويتم قياس المواد المشعة بوحدة البكريل لكل لتر. وفي حالة اخذ عينات المياه السطحية فانه من المناسب تجنب أخذها من المياه الراكدة أما إذا تم تخزين عينات المياه لمدة طويلة فانه يجب إضافة حامض الهيدروكلوريد وذلك لمنع عملية ترسب العناصر المشعة على الوعاء.

أما لغايات تحليل عنصر السترونشيوم فانه في الغالب يتم استخدام طرق لفصله بواسطة الترسيب بالنترات والتي يمكن تطبيقها على كافة أنواع العينات مع بعض التعديلات البسيطة عليها. وتتلخص هذه الطريقة بإذابة رماد

العينة في ظل النترات بوجود حاملات السترونشيوم والباريوم ثم يتم زيادة تركيز الحمض من اجل ترسيب كافة ذرات السترونشيوم والباريوم وبعض ذرات الكالسيوم على شكل نترات ومن ثم يتم التخلص من مادة كرومات الباريوم وأكسيد الحديد المتحررة. كما انه بالإمكان معالجة مادة الترتيوم وقياسها بواسطة استخدام الكواشف الوميضية السائلة لجزء من السائل الذي يتم تقطيره بعد إضافة كبريتات الصوديوم ويوديد الفضة رغم ان النسبة المسموح بها لعنصر الترتيوم مرتفعة نوعا ما في المياه الصالحة للاستهلاك البشري.

طرق التحليل الإشعاعي للعينات:

عند القيام بعملية التحليل الإشعاعي للعينات فانه من المهم جدا الحذر من عملية التلوث في حال استخدام نفس جهاز القياس والتحليل لعينات عالية المكنون الإشعاعي أو منخفضة المكنون ولكن بالعموم فانه يكون من الملائم في حال المختبرات المحلية أن تكون قابلة لقياس 5-10 بيكريل لكل كغم أو لتر لعنصر السيزيوم المشع وذلك خلال عملية القياس المباشر. قد يستدعي الأمر أيضا عملية معايرة لهذه المختبرات بالنسبة لمختبرات مركزية والتي يمكن قياس نشاط إشعاعي يصل الى 0.1-1 بيكريل لكل كغم أو لتر وذلك نظرا لدقة ظروف القياس ومتطلباته. حيث انه في بعض الحالات عملية القياس والمراقبة قد تتطلب إجراء لاحق متعلق بالوقاية الإشعاعية مبني أساسا على نتائج القياس في هذه المختبرات.

من طرق القياس والتحليل للمكنون الإشعاعي في العينات التحليل الطيفي لأشعة جاما (*Gamma Spectrometry*) حيث تتيح هذه الطريقة الكشف وقياس مقدار تواجد انويه العناصر المشعة في العينة مباشرة والتعرف عليها بدون الحاجة لأي عمليات معالجة أخرى. فطريقة القياس هذه تعتمد على نوع العينة ونوع الأداة المتاحة للقياس ومستوى الإشعاع وذلك باستخدام حاويات من البلاستيك، النايلون والألمنيوم ولفترات زمنية مختلفة وبحسب نوع العينة وكفاءة الكشف ومحددات الكشف. عموما فانه لغايات الحصول على الكفاءة والدقة المطلوبة لعملية الكشف فانه من الممكن الأخذ بعين الاعتبار ما يلي:

1. اختيار الوضعية المناسبة لنوع العينة أثناء القياس وذلك بالاعتماد على الأوضاع المرجعية التي تمت عليها عملية المعايرة في المختبرات المركزية.
2. معايرة الوضعية للقياس (الوضع الهندسي) مع الكثافة المختلفة للعينات وكاقتران مع طاقة أشعة جاما وذلك بإعداد منحنى المعايرة المناسب الذي يمثل كفاءة الكشف الإشعاعي مع طاقة الإشعاع.
3. أعداد منحنى المعايرة هذا باستخدام مصدر إشعاعي مرجعي معتمد من إحدى الهيئات الدولية المختصة والذي يمثل عينة مرجعية تحتوي على مكنون إشعاعي معلوم.
4. منحنى المعايرة بالنسبة لوحدات الكثافة للمواد المختلفة بما فيها عينات الماء واللحوم يمكن أجراءها باستخدام مقدار معين من المادة المشعة مذابة في محلول مائي يوضع بنفس الحاوية (العلبة) المستخدمة لقياس العينة.
5. القيام بعملية العد والقياس اليومي باستخدام مصدر إشعاعي مرجعي من عنصر السيزيوم ^{137}Cs والكوبالت ^{60}Co.

6. عند تنصيب منظومة كشف وقياس لأول مرة فانه من الضروري عمل فحوصات ضبط النوعية والجـودة لاعتماد هذه المنظومة وذلك من خلال نتائج اختبار القمة المفردة وقابلية الكشـف والموقـع والمسـاحة وكذلك القمة المزدوجة مع الموقع والمساحة ويمكن الاستعانة بالبرامج المحوسبة المعدة مسـبقا ($SQCS$) من قبل الوكالة الدولية للطاقة الذرية أو الاستعانة ببعض المراجع المتاحة [64,39] في حال الاختبار اليدوي.

منظومة التحليل للعناصر المشعة الباعثة لأشعة جاما المؤلفة من كاشف الجرمانيوم على النقـاوة ($HPGe$) ويوصى دائما بان يكون ذو كفاءة تصل الى 18-20% بالنسبة لكفاءة كاشف بلورة الصوديوم المنشطة بالثـاليوم $NaI(Tl)$ ومساحة سطحية لاسطوانة الكاشف والبالغـة ($7.62cm \times 7.62cm$) ولقمـة طاقـة الفوتـون ($1.33MeV$) لعنصر ^{60}Co وعلى بعد 25 سم من الكاشف. كما أن القدرة التحليلية (قدرة الفصل) لكاشف الجرمانيوم يجب أن تكون من ($1.8-2.2keV$) على أساس عرض القمة الكامل عند $FWHM$. كما انه مـن الموصى به أن تكون نسبة قمة تشتت كمبتون الى القمة الرئيسية بمقدار اكبر من ($1:46$). هذا بالإضافة الى بقيـة أجزاء المنظومة من مضخمات الإشارة والمحلل متعدد القنوات ومصدر فرق الجهد وكذلك مواد التـدريع المناسـبة ويفضل استخدام مادة الرصاص بسمك يبلغ من 5-10 سم لهذه الغاية لأنة يملك اقل مقدار مـن التـأثير نتيجـة الإشعاع المرتد.

من المتطلبات الملحة لتشغيل المنظومة هو إجراء عملية المعايرة لتعريف موقع قمة الطاقة لكل مـن العناصـر المشعة وذلك بإيجاد العلاقة بين موقع القناة في (MCA) وطاقة الإشعاع من خلال استخدام خليط من المواد المشعة المعيارية والتي يكون ^{137}Cs ذو طاقة الفوتون $662keV$ من ضمنها والمتوفرة بعدة أشكال وبطاقة معروفة تقـع بين ($60-2000keV$) ، حيث يتم ضبط موقع طاقة فوتون ^{137}Cs في الثلث الأول من مقياس الطيف بعد وضع مقدار الكسب على قيمة ($0.5keV / Channel$) ويجب أن تتم عملية المعايرة بزمن مناسب وكافي لإتاحة المجال لبناء قمة الطاقة بالشكل المناسب وبمنتهى الوضوح. ومن ثم يتم تمثيل رقم القناة عند منتصف قمة الطاقة الكاملـة (FEP) على المحور السيني مع مقدار الطاقة المعلومة للعناصر المشعة في العينة المعيارية والتي تمثل على المحور الصادي ومن ثم يتم إيجاد مقدار الميل ونقطة التقاطع لهذه العلاقة الخطية وذلك باستخدام طريقة معادلة التمثيـل الأفضـل للنتائج من خلال المقدار ألتربيعي الأقل ($Least\ Squares\ Methods$).

تحتاج منظومة القياس لعملية معايرة لمقدار كفاءة الكاشف وتتم عملية المعايرة بعد الأخذ بعين الاعتبار كـل من وضعية حاوية العينة وطريقة المعايرة والمصدر المشع المخصص للمعايرة وطريقة التحليل هذا بالإضافة الى تعريف وضعية القياس بحيث تكون متطابقة مع وضعية العينة المخصصة للمعايرة. كما انه من الواجب معرفة مقدار الخلفية الطبيعية للإشعاع والعمل على تخفيضها قدر الإمكان والخلفية الطبيعية قد تكون من مكونات المنظومة أو من مكان المنظومة ومحيطها.

أما بالنسبة لمحددات القياس فهو تعبير يدلل على قابلية المنظومة وقدرتها على الكشف والقياس تحت ظـروف محددة ولتخمين القيمة الدنيا لقابلية الكشف (LLD) فانه من الممكن إيجادها من المعادلة التالية:

$$LLD = \frac{4.66S_b}{\varepsilon P_\gamma}$$

حيث أن (S_b) مقدار الخطأ المعياري لصافي معدل العد، (ε) مقدار كفاءة العد لطاقة العنصر المشع المحددة وتكون بالعادة اقل من واحد و(P_γ) الاحتمالية المطلقة لانبعاث جاما من خلال الطاقة المختارة لإيجاد قيمة (ε) وتكون قيمتها اقل من واحد صحيح. علما بان هذه المعادلة تمثل قابلية الكشف للمنظومة بدون وجود العينة ولكن في حال وجود العينة فانه يمكن التعبير عن هذه القابلية للكشف من خلال التعبير عن الحد الأدنى من القابلية على الكشف لمقدار تركيز المادة المشعة في العينة $(MDC - \text{minimum detectable concentration})$ من المعادلة التالية:

$$LLD = \frac{4.66 S_b}{\varepsilon P_\gamma W}$$

حيث إن (W) وزن العينة بوحدة كغم.

من المعادلة أعلاه فان العوامل المؤثرة على قابلية الكشف هو كفاءة الكاشف وكمية العينة وزمن العد والذي يقلل أو يزيد قيمة (S_b) والخلفية الطبيعية للإشعاع. وبالتالي فان الحصول على قابلية جيدة للكشف فانه يجب زيادة كفاءة الكاشف والتي تعتمد على وضعية القياس والتي تقل في العادة كلما زاد مقدار ارتفاع العينة عن الكاشف وبالتالي فان اعتماد شكل هندسي يراعي هذه الناحية يكون مفيد لهذه الغاية، كما أن زيادة كمية العينة قدر الإمكان وزيادة زمن القياس قدر الإمكان وتخفيض قيمة الخلفية الطبيعية للإشعاع يزيد من قابلية المنظومة على الكشف.

حساب وتحليل الطيف الناتج:

بالرغم من توفر العديد من الأنظمة المحوسبة لتحليل وقياس المكنون الإشعاعي للعينات غير أن الحساب والتحليل الرياضي على درجة من الأهمية كونه الطريقة التي يمكن اختبار صحة وكفاءة مخرجات هذه الأنظمة وبالأخص عند الاستخدام لأول مرة وهذا الأمر يتطلب الفهم العميق لمدلولات الطيف الإشعاعي ومخرجات النظام. فالطيف التقليدي لأشعة جاما يكون كما هو مبين في الشكل (2) لعينة منخفضة المكنون الإشعاعي.

ولغايات الحسابات فان العد الكلي (n_t) يكون:

$$n_t = \sum_{i=a_2}^{b_1} n_i$$

أما مقدار الخلفية الإشعاعية الطبيعية n_b

$$n_b = \Big(\sum_{i=a_1}^{a_2-1} n_i + \sum_{i=b_1+1}^{b_2} n_i\Big)\frac{(b_1 - a_2 + 1)}{(a_2 - a_1 + b_2 - b_1)}$$

$$n = n_t - n_b$$

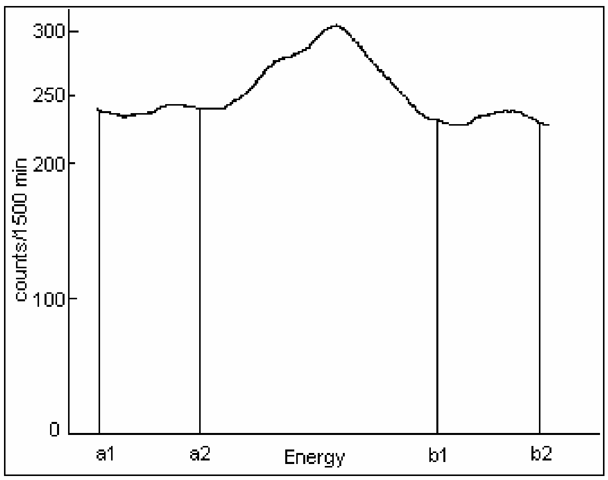
حيث أن (n_i) مقدار العد في القناة (i) و (a_1, a_2, b_1, b_2) هو رقم القناة كما هو مبين في الشكل (2).

في حالة تم إيجاد قمة الطاقة للعنصر المشع بواسطة معدل العد (R_n) بوحدة (عدة لكل ثانية) فان متوسط النشاطية الإشعاعية للعينة لكل كغم من وزن العينة بدون معالجة عند بداية القياس يمكن احتسابها من العلاقة التالية:

$$R_n = R_T - R_b$$

$$A_n = \frac{R_n m_f}{\varepsilon m_\mu m_F P_\gamma}$$

حيث أن (A_n) متوسط التركيز للنشاط الإشعاعي للعنصر (n) بوحدة (Bq/kg) و (R_T) العد الإجمالي للعنصر بوحدة (عدة لكل ثانية) و (R_b) معدل الخلفية الطبيعية بوحدة (عدة لكل ثانية) و (m_F) وزن العينة الكامل بدون معالجة و (m_f) وزن العينة الكامل بعد معالجتها وتحويلها الى رماد و (m_μ) وزن الرماد المأخوذ من العينة والمستخدم في القياس وفي حالة القياس بدون معالجة فان قيمة كل من (m_f) و (m_μ) تأخذ القيمة واحد.



الشكل (2): الطيف الجامي توضح قمة الطاقة التقليدية لعينة منخفضة المكنون الإشعاعي.

في حالة إن زمن القياس كان صغير بالنسبة لنصف العمر الإشعاعي للعنصر $(T_{1/2})$ (اقل من 0.01 من قيمة نصف العمر) فمن الممكن في هذه الحالة اعتبار معدل الانبعاث ثابت أما إذا كان اكبر من هذه القيمة فان يجب أجراء عملية تصحيح لقيمة (A_n) متوسط التركيز للنشاط الإشعاعي للحصول على القيمة (A_s) وهذه العملية تشمل العنصر ذات عمر النصف الإشعاعي القصير نسبيا مثل $({}^{131}I, {}^{147}Nd, {}^{140}Ba, {}^{140}La)$ ولزمن قياس يبلغ 1500 دقيقة أو أكثر وعملية التصحيح هذه يتم أجراءها حسب المعادلة التالية:

$$A_s = A_n f$$

$$f = \frac{\lambda t}{(1 - e^{-\lambda t})}, \qquad \lambda = \frac{\ln 2}{T_{1/2}}$$

وقيمة (A_s) يتم تصحيحها بالنسبة لزمن اخذ العينة (t_1) من البيئة أو من الغذاء ووقت قياسها في المختبر وذلك باستخدام المعادلة التالية:

$$A_{st} = A_s e^{\lambda t_1}$$

ولاحتساب مقدار الخطأ في القياس يتم من خلال إيجاد مقدار الانحراف المعياري (S_n) للعد الكامل بواسطة إيجاد مقدار الانحراف المعياري للعد الإجمالي (S_T) والانحراف المعياري للخلفية الطبيعية (S_B) وذلك حسب المعادلة التالية:

$$S_n^2 = S_T^2 + S_B^2$$

$$S_T^2 = \frac{R_T}{t}, \qquad S_B^2 = \frac{R_B}{t}$$

وكمثال على مقدار الخطأ النسبي في مقدار العد وقياس النشاط الإشعاعي للمكنون الإشعاعي في العينة كاقتران مع زمن العد ومقدار النشاط الإشعاعي يمكن الإطلاع علية كما هو وارد في الجدول رقم (1) المأخوذ عن تقرير الوكالة الدولية للطاقة الذرية [64].

الجدول (1): الخطأ الإحصائي والنسبي لزمن العد والنشاط الإشعاعي ، للعينة لعنصر السيزيوم (^{137}Cs) [64] .

زمن العد (دقيقة)	النشاط الإشعاعي المقاس (mBq/kg)	خطأ العد الإحصائي (mBq/kg)	خطأ العد النسبي %
500	180	90.8	50.4
1500	180	52.4	29.1
3000	180	37.0	20.6
500	360	93.4	25.9
1500	360	53.9	15.0
3000	360	38.1	10.6
500	900	100.3	11.1
1500	900	57.9	6.4
3000	900	40.9	4.5
500	1800	110.9	6.2
1500	1800	64.0	3.6
3000	1800	45.3	2.5

أن الخطأ الكلي في عملية الكشف عن المكنون الإشعاعي في العينة يعتمد على كفاءة عملية العد والبالغة تقريبا (3-5%) وكذلك الخطأ الإحصائي البالغ (1-5%)، لذا فان قيمة تركيز المكنون الإشعاعي في العينة المعيارية يجب أن يقاس بدقة تبلغ 3% وبالتالي فان زمن العد الذي يجب تبنية يجب أن يكون كبير لغاية تقليل قيمة الخطأ الإحصائي في نظام العد. فالزيادة في زمن العد يقابله تقليل في مقدار الخطأ الإحصائي وبالتالي فان الخطأ النسبي يتناسب عكسيا مع الجذر ألتربيعي لزمن العد، فعلى سبيل المثال فان مضاعفة زمن العد يؤدي الى نقصان في قيمة الخطأ بمقدار يساوي $\sqrt{2}$. إما الخطأ الإحصائي فانه يتناسب عكسيا مع زيادة النشاط الإشعاعي للعينة. هذا بالإضافة لتأثير مقدار الخلفية الطبيعية للإشعاع فان مساهمته في مجمل الخطأ تعتمد على مقدار النشاط الإشعاعي للعينة فان مضاعفة هذا النشاط سيؤدي الى نقصان مجمل الخطأ بمقدار النصف.

طرق قياس وتحليل عنصر السترونشيوم (^{90}Sr) :

عنصر السترونشيوم يتواجد كمعدن فضي يتحول الى اللون الضارب الى الصفرة عند تعرضه للهواء وهو يوجد بالطبيعية غير مشع وله 16 نظير 4 غير مشعة و12 مشعة. والسترونشيوم المشع ينتج نتيجة تفاعل الانشطار النووي لليورانيوم أو البلوتونيوم في المفاعلات النووية أو الأسلحة النووية ويوجد كذلك في النفايات المشعة و هذا العنصر باعث لجسيمات بيتا غير المترافقة مع أشعة جاما ويبلغ نصف العمر الإشعاعي له (29.1 سنة) وهو من العناصر المهمة التي تتواجد في الطبيعية كما أنة يستخدم في بعض التطبيقات الطبية والأبحاث الزراعية ومن هنا سنتطرق إليه بشيء من التفصيل.

يتم قياس عنصر السترونشيوم بعد فصل ذرات عنصر الايتريوم الوليدة، وفي حال تعذر هذا الفصل في حال انخفاض قيمة المكون الإشعاعي (2عدة/دقيقة) فوق الخلفية الإشعاعية الطبيعية وفي هذه الحالة يتم القياس على فترات تبلغ من ستة الى ثمانية أسابيع وبناء علية فان القيمة التي يتم رصدها تعود (^{89}Sr) حيث أن الخطأ في القياس يمكن تخفيضه بالقياس 3 مرات خلال هذه الفترة وكل مرة يتم القياس بما يجب أن يبلغ العد فيها 3000 عدة على الأقل خلال فترة يومين وبعكس ذلك فتأخذ القراءة المقاسه ومن ثم يتم اخذ متوسط هذه القراءات (C_1, C_2, C_3) وبعد عملية التصحيح واختزال قيمة الخلفية الطبيعية يتم إيجاد معامل انحلال عنصر الايتريوم (^{90}Y) من المعادلة التالية:

$$. \quad f = e^{\frac{0.69315t}{2.69}}$$

حيث t الزمن بالأيام من تاريخ فصل (^{90}Y) (نصف العمر 64.1 ساعة)لغاية نصف المدة التي تم القياس فيها ومن ثم يتم أيجاد معدل العد للقراءات الثلاث لنحصل على ثلاث قيم من متوسط القراءة ومعامل الانحلال. ويتم اختزال قيمة التصحيح من متوسط كل قراءة C ومعامل التصحيح يكون:

$$Corr. = \frac{f_3 C_3 - f_1 C_1}{f_3 - f_1}$$

وتكون قيمة النشاط الإشعاعي لعنصر السترونشيوم (^{90}Sr) كما يلي:

$$^{90}Sr = \frac{C \times 10^6}{60 \times S \times Y \times E}$$

حيث (C) قيمة المتوسط المصححة و (S) قيمة نواتج السترونشيوم % و (Y) قيمة نواتج الايتريوم % و (E) كفاءة العد لعنصر (^{90}Y) %.

الطريقة أعلاه مبنية على ظرف تعذر عملية الفصل وبعكس ذلك يتم قياس السترونشيوم مباشرة بعد أجراء التصحيح اللازم والتخزين لفترة أسبوعين. وفي حالة قياس عنصر الايتريوم بقيمة واضحة يجب إضافة الحامل وإعادة القياس مرة أخرى ومن ثم يتم إيجاد قيمة عنصر (^{90}Sr) من المعادلة التالية:

$$^{90}Sr = \frac{C_1 \times 10^6}{60 \times S \times E}$$

إما بالنسبة لطريقة قياس عنصر (^{89}Sr) فانه من الممكن إيجادها من الاعتماد على مستوى النشاطية أو من خلال نسبة وجودة الى نسبة وجود (^{90}Sr) - ($^{89}Sr/^{90}Sr$) . ويتم القياس بعد وضع وسط ماص بسمك 100ملغم/سم^2 لجسيمات بيتا بين العينة والكاشف بعد فصل الايتريوم وبعد قياس عدد لا يقل عن 3000 عدة خلال 24 ساعة ومن ثم بعد التصحيح واختزال الخلفية الطبيعية يمكن إيجاد نشاط عنصر (^{89}Sr) من المعادلة التالية:

$$^{89}Sr = \frac{C \times 10^6}{60 \times S \times e} - \frac{A \times E_1}{e}$$

حيث أن (C) معدل العد لكل دقيقة بعد التصحيح و (S) نواتج عنصر السترونشيوم % و (A) مقدار المحتـوى الكلي لعنصر (^{90}Sr) في العينة و (E_1) مقدار كفاءة الكاشف % في قياس عنصر (^{90}Sr) و (e) هـو كفـاءة الكاشف % في قياس عنصر (^{89}Sr). وهذه الطريقة في الحساب بافتراض أن قيمة عنصر (^{90}Y) يمكن تجاهلـها تماما أي بعد عملية فصل مناسبة وذات كفاءة وبعكس ذلك فمن الضروري قياس معامل الانحلال كما تم شـرحه أعلاه من المعادلة التالية:

$$f = e^{\frac{0.69315t}{2.69}}$$

ومن ثم يتم إيجاد قيمة نشاطية عنصر (^{89}Sr) من المعادلة التالية:

$$^{89}Sr = \frac{C \times 10^6}{60 \times S \times e} - (\frac{A \times E_1}{e} + (\frac{f-1}{f})E_2$$

حيث E_2 مقدار كفاءة الكاشف % في قياس عنصر (^{90}Y) من خلال الوسط الممتص.

الفصل العاشر

قواعد الوقاية الإشعاعية

أن الهدف الأساسي للوقاية الإشعاعية هو الحماية من التعرض الإشعاعي أو تقليل مقدار هذا التعرض بالقدر الذي يقلل المخاطر المترتبة عليه ، والتعرض للإشعاع المؤين يتم أما من خلال التعرض للإشعاع من مصدر إشعاعي خارج الجسم وبطاقة قادرة على اختراق الجسم ويدعي بالإشعاع الخارجي أو من خلال التعرض للإشعاع من داخل الجسم نتيجة لدخول المواد المشعة الى داخل الجسم عن طريق الجهاز الهضمي أو التنفسي أو من خلال الجلد.

التعرض الإشعاعي الناتج عن مصدر خارجي للإشعاع قد يكون من جهاز لإنتاج الإشعاع أو قد يكون مادة مشعة يعتمد على نوع وطاقة الإشعاع. فالإشعاع الصادر عن أنبوب الأشعة السينية أو مصادر أشعة جاما أو النيترونات بالعادة قادرة على اختراق الجسم والتأثير علية بالإضافة الى بعض المصادر المشعة لجسيمات بيتا ذات الطاقة العالية يمكنها كذلك اختراق الجسم والدخول الى الأنسجة الداخلية عندما تزيد طاقة جسيم بيتا القصوى عن 300 كيلو إلكترون فولت. إما في حالة جسيمات بيتا المنبعثة من انوية $({}^{3}H, {}^{14}C, {}^{33}P, {}^{35}S, {}^{45}Ca, {}^{63}Ni)$ فان طاقتها تقل عن 300 كيلو إلكترون فولت ، وبالتالي فان قدرتها على اختراق الجسم محدودة بمدى قصير جدا بحدود 0.1 ملم في نسيج الجلد وبالتالي لا تشكل خطورة على الجسم كمصدر خارجي للإشعاع.

أما التعرض الداخلي فذلك يتم عند دخول العناصر المشعة الى داخل الجسم مما يؤدي حتما الى تعرض الخلايا والأنسجة المحيطة بالنواة المشعة مهما بلغت طاقة الإشعاع وهذا التعرض سيؤدي بدورة الى تعرض هذه الخلايا للخطر. فالتعرض الداخلي يتم عن طريق دخول المواد المشعة الى الجسم عن طريق الجهاز الهضمي أو التنفسي أو الجلد ، نتيجة التعامل مع المواد المشعة أو التلوث أو تناول الطعام والشراب الملوث بالمواد المشعة لذا فانه من المهم جدا تبني الإجراءات الوقائية اللازمة للحد من مقدار التعرض للإشعاع عن طريق اخذ المواد المشعة.

بما أن المبدأ الأساسي للوقاية الإشعاعية هو الحد من التعرض الإشعاعي أو تخفيض قيمة هذا التعرض قدر الامكان، فان تطبيق هذا المبدأ هو العمل على وضع آليات وأسس للتعامل مع المصادر الإشعاعية في الممارسة الإشعاعية و اتخاذ الإجراءات والاحتياطيات اللازمة للحد من التعرضات الناتجة عن المصادر الطبيعية للإشعاع.

ولتخفيض قيمة التعرض الإشعاعي الناتج عن الممارسات الإشعاعية فانه من الممكن توظيف ثلاث مبادئ رئيسية لتخفيض قيمة التعرض الإشعاعي الناتج عن مصدر إشعاعي خارجي وهذه المبادئ:

1- زيادة مقدار المسافة عن مصدر الإشعاع (المسافة).

2- تقليل المدة الزمنية التي يتم خلالها التعامل مع مصادر الإشعاع (الزمن).

3- استخدام الدروع الإشعاعية.

هذه المبادئ يمكن توظيفها بكفاءة في تخفيض مقدار التعرض الإشعاعي الناتج عن مصدر إشعاعي خارجي وغير فعالة في حالة توظيفها لغايات تخفيض مقدار التعرض الإشعاعي الداخلي الناتج عن الأخذ للمواد المشعة داخل

الجسم ولكن يوجد بعض الإجراءات والوسائل التي يمكن توظيفها في مجال الوقاية الإشعاعية للحد من مقدار التعرض الإشعاعي الداخلي وسيتم التطرق لها بشيء من التفصيل في فصول أخرى من هذا الكتاب.

المسافة:

تلعب المسافة دور أساسي في الوقاية الإشعاعية ، حيث أنة كلما زادت المسافة عن مصدر الإشعاع كلما انخفض مقدار التعرض الإشعاعي. فتأثير المسافة على شدة الإشعاع يماثل لتأثير المسافة على شدة الضوء المنبعث من مصدر نقطي فكلما تم الاقتراب من مصدر الضوء كلما زادت شدته والعكس صحيح ، وهذا الأمر ينطبق تماما بالنسبة لمقدار التعرض الإشعاعي ، فكلما تم الابتعاد عن مصدر الإشعاع كلما انخفضت شدته وبالتالي مقدار التعرض الإشعاعي الناتج عنه.

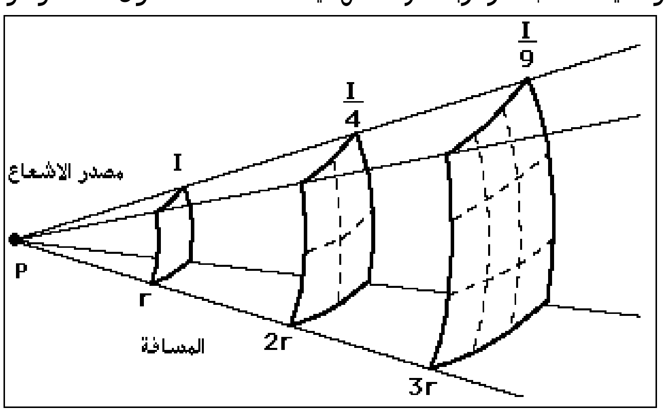
بالنسبة الى الإشعاع الكهرومغناطيسي وفي حال المصدر الإشعاعي النقطي ، الفوتونات الصادرة عن هذا المصدر والتي تمثل شدة المصدر وبالتالي مقدار التعرض الإشعاعي R_0 سوف تنتشر وتتوزع بجميع الاتجاهات بالتساوي (*Omnidirectional*) بشدة معينة (*Intensity*). فلو افترضنا وجود كرة حول هذا المصدر فان نصف قطر هذه الكرة يساوي المسافة الافتراضية وستكون مساحة سطح هذه الكرة تساوي:

$$A = 4\pi r^2$$

وعند هذه المسافة فان مقدار التعرض R_0 سوف يتوزع على كامل سطح الكرة الافتراضي وسيكون مقدار التعرض الإشعاعي عند هذه المسافة R مساويا لمقدار التعرض الأصلي موزعا على مساحة سطح الكرة كما يلي:

$$R = \frac{R_0}{4\pi r^2}$$

ومن المعادلة أعلاه نجد بان مقدار التعرض أو الجرعة الإشعاعية يتناسب عكسيا مع مربع المسافة عن مصدر الإشعاع ويدعى هذا التناسب بقانون التربيع العكسي. وهذا يعني بان لو تم مضاعفة المسافة عن المصدر بمقدار الضعف فان التعرض الإشعاعي سوف ينخفض بمقدار أربعة مرات عن قيمته عند المسافة الأولى كما هو موضح بالشكل (1).

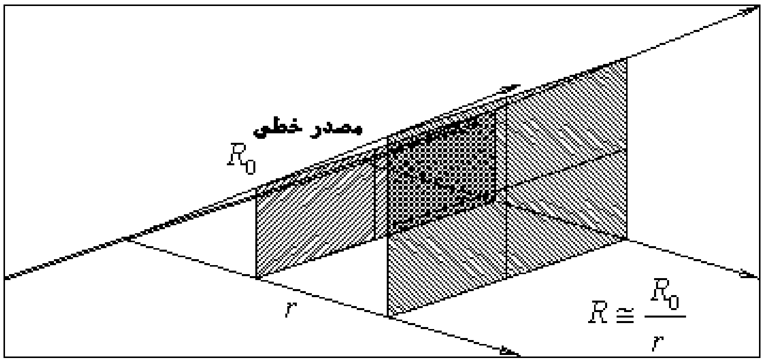


الشكل (1): كيفية انخفاض مقدار التعرض كلما زادت المسافة حسب قانون التربيع العكسي.

فعلى سبيل المثال مقدار التعرض الإشعاعي الناتج عن مصدر إشعاعي من مادة الصوديوم المشع (^{22}Na) نشاطيته الإشعاعية 10 ملي كوري يبلغ $50mR/h$ على مسافة 50 سم من المصدر بينما سيبلغ مقدار التعرض الإشعاعي الناتج عن نفس المصدر على مسافة 100سم من المصدر $12.5mR/h$ وعلى مسافة 200 سم $3.1mR/h$ وهكذا سينخفض مقدار التعرض كلما زادت المسافة ، ومن هنا نجد بان معامل المسافة له فعالية كبيرة جدا في عملية

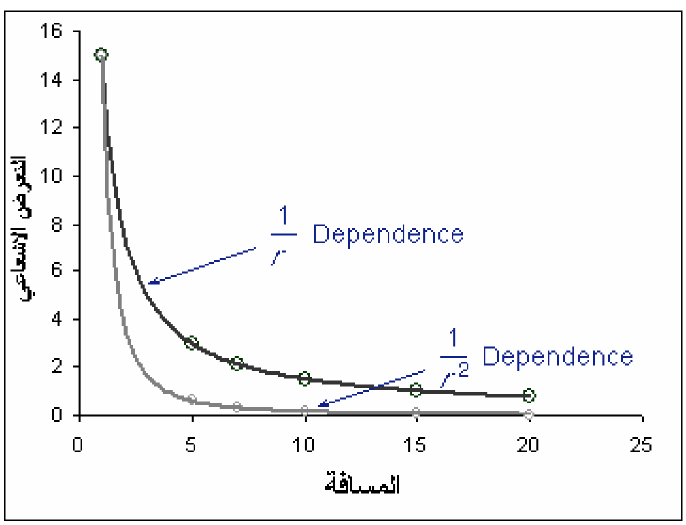
تخفيȒ الجرعات الإشعاعية الناتجة عن مصدر إشعاع كهرومغناطيسي نقطي فقط حسب قانون التربيع العكسي ، مع العلم بان التعرض الإشعاعي الناتج عن جسيمات بيتا على سبيل المثال لا ينطبق علية قانون التربيع العكسي إلا أن زيادة المسافة ستؤدي حتما لتخفيȒ مقدار التعرض الإشعاعي ولكن بطريقة مختلفة لا تتبع قانون التربيع العكسي.

أما في حالة وجود مصدر إشعاعي غير نقطي فان الشكل الفيزيائي لمصدر الإشعاع يحدد مقدار الا٧فاض في الجرعة الإشعاعية وبالتالي فان كل حالة تدرس على حدة فعلي سبيل المثال إذا كان مصدر الإشعاع خطي كما هو مبين في الشكل (2) فان مقدار الا٧فاض في مقدار التعرض يتناسب عكسيا مع مقدار المسافة تقريبا.



الشكل (2): الا٧فاض في مقدار التعرض الإشعاعي كلما زادت المسافة عند مصدر إشعاعي خطي.

الشكل (3) أيضا يوضح بيانيا مقدار الا٧فاض في الجرعة الإشعاعية كلما ازدادت المسافة عن المصدر الإشعاعي النقطي مقارنة مع المصدر الإشعاعي خطي الشكل مثل المادة المشعة الموجودة في الأنابيب أو المادة المشعة المنتشرة داخل جسم المرȒ في فحوصات الطب النووي.



الشكل (3): منحنى ا٧فاض التعرض الإشعاعي مع المسافة للمصدر الإشعاعي النقطي والخطي.

الشكل الفيزيائي لمصدر الإشعاع يحدد بشكل كبير كيفية ا٧فاض مقدار التعرض الإشعاعي بالنسبة للمسافة عن المصدر وقد تم التطرق لهذا الموضوع في حسابات الجرعة الإشعاعية في فصل سابق من هذا الكتاب.

ولتوظيف عامل المسافة في عملية تخفيض مقدار التعرض الإشعاعي في الوقاية الإشعاعية يجب تحديد الشكل الفيزيائي لمصدر الإشعاع ومن ثم يتم اشتقاق العلاقة بين مقدار انخفاض الجرعة والمسافة.

مثال:

أنبوب طوله L يحتوي على سائل من مادة مشعة بنشاط إشعاعي يبلغ $A_L.m^{-1}$ ومعدل الطاقة المنبعثة من المصدر تبلغ $1MeV$ وضعت فوقها منصة للعبور ارتفاعها h وتبعد مسافة a عن الأنبوب ، كما هو مبين في الشكل (4). احسب مقدار الجرعة الإشعاعية التي يتلقاها عامل يعبر المنصة بسرعة ثابتة تبلغ $v = 1m.s^{-1}$ ؟

الحل:

عند الطاقة $1MeV$ تكون قيمة $\frac{\mu_E}{\rho} = 0.0308 cm^2.g^{-1}$

في حال قمنا بتجزئة الأنبوب الى أجزاء تمثل شكل المصدر النقطي بقيمة dy ،وباستخدام العلاقات المثلثية ، فان المسافة عن هذا الجزء ستكون:

$$S = \sqrt{(h^2 + b^2)} = \sqrt{h^2 + x^2 + (a+y)^2}$$

وبالتالي فان مقدار التغير في معدل الجرعة بالنسبة للتغير في قيمة dy تساوي:

$$\frac{d\dot{D}}{dy} = \frac{A_L}{4\pi S^2} \times \frac{E_\gamma \mu_E}{\rho}$$

ومقدار التغير بالزمن من علاقة السرعة:

$$dt = \frac{dx}{v}$$

وبما أن الجرعة ستتغير أيضا بالنسبة للزمن أثناء عبور المنصة بالسرعة المحددة وهذا التغير يمكن التعبير عنه كما يلي بعد تعويض في المعادلة الأولى:

$$\frac{d(\frac{dD}{dt})}{dy} = \frac{v d^2 D}{dy dx}$$

أو

$$d^2 D = \frac{A_L}{4\pi} E_\gamma \times \frac{\mu_E}{\rho v} \times \frac{dy dx}{\left[h^2 + x^2 + (a+y)^2\right]}$$

وبتكامل المعادلة أعلاه بالنسبة الى x من سالب ما نهاية الى موجب ما لانهاية نحصل:

$$dD = \frac{A_L}{4\pi} E_\gamma \times \frac{\mu_E}{\rho v} \times \frac{\pi}{\sqrt{\left[h^2 + (a+y)^2\right]}} dy$$

ومن ثم نكامل المعادلة مرة أخرى بالنسبة للمعامل y بأخذ قيمة الطول من الصفر لغاية الطول L ونحصل على :

$$D = \frac{A_L}{4} E_\gamma \times \frac{\mu_E}{\rho v} \times \ln \frac{a + l + \sqrt{h^2 + (a+l)^2}}{a + \sqrt{(h^2 + a^2)}}$$

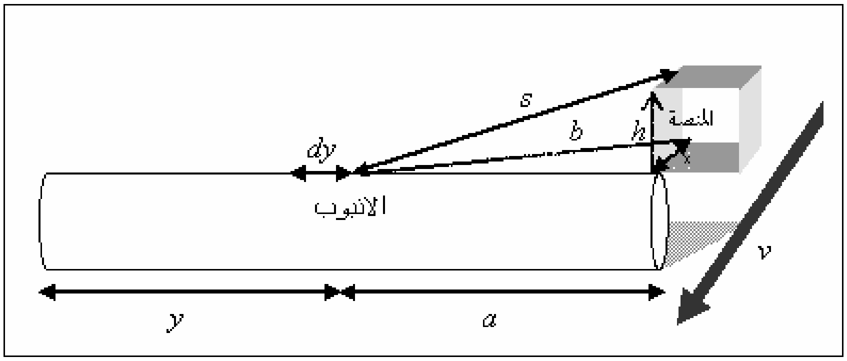
فإذا كان ارتفاع المنصة يساوي صفر فإننا نعوض قيمة h بصفر ، إما إذا كان بعد المنصة صفر فإننا نعوض قيمة a بصفر كما يلي:

1. عندما $h = 0$ تكون قيمة الجرعة كما يلي:

$$D = \frac{A_L}{4} E_\gamma \times \frac{\mu_E}{\rho v} \times \ln \frac{(a+l)}{a}$$

2. أما عندما تكون $a = 0$ فان قيمة الجرعة تساوي:

$$D = \frac{A_L}{4} E_\gamma \times \frac{\mu_E}{\rho v} \times \ln \frac{l + \sqrt{h^2 + l^2}}{h}$$



الشكل (4): رسم توضيحي يبين وضعية عبور المنصة لأنبوب محتوي على مادة مشعة.

الزمن:

استنادا للنموذج المستخدم في الوقاية الإشعاعية المتعلق بالاستجابة الخطية للخلايا تحت الحد العتبي للجرعات الإشعاعية ، وبغض النظر عن آلية أعادة بناء الخلايا بحيث يكون مجموع الضرر الذي يصيب الخلايا مجموع تراكمي ، فان هذا الأمر ينعكس سالبا على الخلية بزيادة زمن التعرض الإشعاعي خلال فترة التعامل مع مصدر الإشعاع. وزمن التعرض عامل أساسي في حال التعرض لمصدر إشعاعي خارجي أو خلال فترة اخذ العناصر المشعة في التعرض الإشعاعي الداخلي.

هذا التأثير السلبي لزيادة فترة التعامل مع مصدر الإشعاع وما يترتب علية من تبعات يتطلب وضع الآليات الملائمة لتقليل فترة التعامل مع المصدر المشع وبالتالي تخفيض مقدار التعرض الإشعاعي من خلال توظيف هذا المبدأ في الوقاية الإشعاعية. ويتم توظيف هذا العامل بعدة طرق من أهمها الحرفية أو المهنية العالية في التعامل مع المصدر المشع لإنجاز العمل بأقصر فترة زمنية ممكنة وذلك من خلال التأهيل والتدريب الملائم ورفع مستوى مهنية العامل الإشعاعي من خلال الاستعانة بمصادر وهمية للتدريب قبل التعامل مع المصادر الحقيقية للإشعاع وتدعى هذه الطريقة بالتدوير الأمان (*dry runs*) أو وضع الإجراءات الكفيلة التي تضمن بقاء العامل الإشعاعي اقل فترة ممكنة تحت تأثير مصدر الإشعاع.

بما إن تخفيض مقدار التعرض الإشعاعي والسيطرة علية تتم بتخفيض زمن التعرض فأنة من الممكن حساب ومعرفة مقدار الجرعات الإشعاعية الناتجة عن التعرض الإشعاعي بما يبقيها ضمن الحدود المسموح بها بتقدير الزمن الأكثر ملائمة للتعامل مع مصدر الإشعاع بما يضمن عدم تجاوز الجرعات للحدود المسموح بها كما يلي:

$$Time\ Limit = \frac{DoseLimit}{DoseRate}$$

مع مراعاة تناسق الوحدات أثناء القيام بتقييم الزمن الأكثر ملائمة والذي يؤدي غرض تخفيض الجرعات قدر الامكان. فعلى سبيل المثال مكافئ معدل الجرعة يكون بوحدة السيفرت لكل ساعة وبالتالي فان حدود الجرعة

المسموح بها يجب أن تكون بوحدة السيفرت، فإذا أردنا أن نحافظ على حد الجرعة بمقدار لا يتجاوز 1 ملي سيفرت فان الزمن الملائم للتعامل مع مصدر مشع ضمن حقل إشعاعي معدل الجرعة فيه 200 ميكروسيفرت/ساعة سيكون:

$$Time\ Limit = \frac{1mSv}{200\mu Sv/h} = 5hours$$

مثال:

عامل إشعاعي يعمل بحقل إشعاعي ناتج عن خليط من المصادر المشعة مكون من 2 ملي سيفرت/ساعة من مصدر أشعة جاما و 15 ملي جري/ساعة من مصدر جسيمات بيتا و 0.1 ملي جرى/ساعة من مصدر للنيترونات السريعة و 0.3 ملي جرى /ساعة من النيترونات البطيئة فما هو الزمن الملائم لبقاء العامل في هذا الحقل بحيث لا تتجاوز الجرعة الإشعاعية التي يتلقاها 2 ملي سيفرت ؟

الحل:

أشعة جاما والنيترونات هي الوحيدة القابلة لاختراق الجسم فنقوم بحساب مقدار مكافئ الجرعة وذلك بضربها بمعامل الترجيح (النوعية) المناسب لنوع الإشعاع كما يلي:

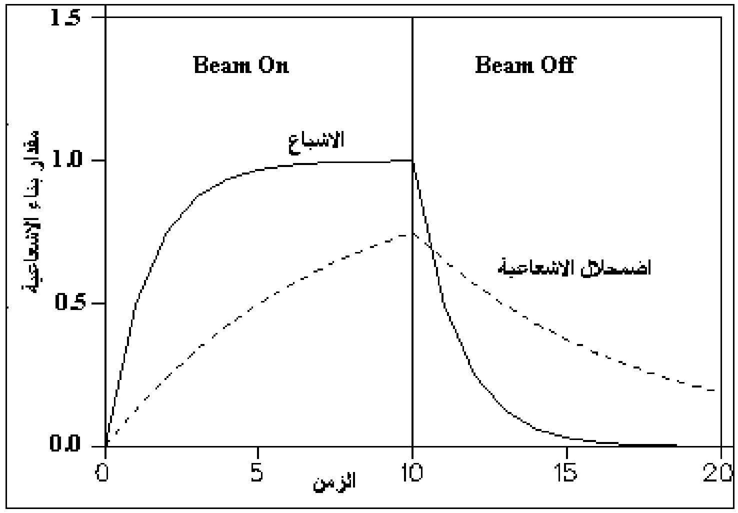
$$\begin{gathered}
Total\ dose\ rate = \\
\dot{D}_{Gamma} = w_R 2.0mGy/h = 1\times 2.0mGy/h = 2.0mSv/h \\
+ \\
\dot{D}_{Slow\ neutrons} = w_R 0.3mGy/h = 6\times 0.3mGy/h = 1.8mSv/h \\
+ \\
\dot{D}_{fast\ neutrons} = w_R 0.3mGy/h = 20\times 0.1mGy/h = 2.0mSv/h \\
= 5.8mSv/h
\end{gathered}$$

ومن ثم يتم حساب الزمن كما يلي:

$$Time\ Limit = \frac{2.0mSv}{5.8mSv/h} = 0.34hours = 20\min$$

أما بالنسبة للجرعة الناتجة عن جسيمات بيتا فان تأثيرها يكون مقصور على جرعة الجلد نظرا لمدى الامتصاص القصير لهذه الجسيمات.

الزمن عامل مهم في التطبيقات الطبية والصناعية للإشعاع وفي نفس يكون عامل محدود في بعض أنواع هذه التطبيقات فعلى سبيل المثال له أهمية كبيرة في تطبيقات الطب النووي من خلال الفترة الزمنية اللازمة لتحضير المادة المشعة والتعامل مع المريض ومحدود في حالة التصوير باستخدام الأشعة التشخيصية للتصوير التقليدي حيث أن هناك زمن محدد لتعريض الفلم من اجل الحصول على صورة بجودة معينة بينما يكون عامل مهم في التصوير ألتنظيري والفلورسكوبي بحيث يجب أنجاز عملية التصوير بأقل وقت ممكن. أما في حال كان مصدر الإشعاع مسارع للجسيمات المشحونة، هناك فترة زمنية يكون فيها أجزاء من هذا المسارع قد خضعت لعملية تنشيط إشعاعي والتعامل معها في نفس هذه الفترة سيؤدي حتما الى زيادة مقدار التعرض الإشعاعي حتى إذا كان المسارع بوضعية عدم التشغيل كما هو موضح بالشكل (5) الذي يوضح نمو النشاطية الإشعاعية أثناء التشغيل لغاية الوصول لحد الإشباع ومن ثم اضمحلال هذه الإشعاعية بعد فترة زمنية من وضع المسارع بوضعية عدم التشغيل.



الشكل (5): زمن بناء الإشعاعية في المسارع الخطي وزمن اضمحلالها.

التدريع:

عندما يمر الإشعاع خلال المادة فأنة يودع طاقته في المادة من خلال أنتاج الايونات المشحونة كما شرحنا سابقا وبالتالي تعمل المادة على امتصاص طاقة الإشعاع أو توهينها وقدرة المادة على الامتصاص تعتمد على عدة عوامل منها نوع الإشعاع وطاقته ونوع المادة. بالاعتماد على هذا الأمر تم توظيف أنواع مختلفة من المواد بجعلها دروع تحمي من الإشعاع أو تعمل على تخفيض مستواه ودعيت هذه المواد بالدروع الإشعاعية.

نظرا للتنوع الكبير في أنواع الدروع واستجابتها في توهين الإشعاع بناء على نوع وطاقة الإشعاع فان الأمر يتطلب شرح مستفيض لموضوع الدروع الإشعاعية وعلية فننا سنقوم بتقديم شرح مستفيض حول الدروع الإشعاعية في فصل لاحق من هذا الكتاب ولكن المراد في هذا الفصل هو توضيح بان استخدام الدروع الإشعاعية لغايات تخفيض الجرعات الإشعاعية يعتبر من المبادئ الرئيسية في موضوع الوقاية الإشعاعية.

في نهاية هذا الفصل نود التوضيح بأنه قد تكون هناك محددات مختلفة قد تحد من توظيف عامل أو أكثر في عملية تخفيض الجرعات الإشعاعية فقد يكون هذا المحدد هو المسافة وذلك لعدم توفر المسافة الكافية لتوظيفها وفي هذه الحالة فأنة يتم توظيف عامل أخر يكون أكثر ملائمة وأيسر للاستخدام مثل الدروع الإشعاعية أو الزمن. فمن هنا نلاحظ بأنة يمكن توظيف أكثر من مبدأ في الوقاية الإشعاعية معا لغاية العمل على تخفيض الجرعات الإشعاعية أو توظيف مبدأ واحد أو أكثر حسب ما هو متاح بما يتناسب مع الممارسة دون الانتقاص من كفاءة الممارسة أو الحد من جودتها لتحقيق الغاية المرجوة منها.

يمكن تلخيص كيفية توظيف مبادئ الوقاية الإشعاعية الثلاث للعمل على تخفيض مقدار الجرعات الإشعاعية الناتجة عن مصدر إشعاعي خارجي بما يلي:

- تقليل الزمن اللازم للتعامل مع مصدر الإشعاع.
- زيادة الزمن قبل التعامل مع مصادر الإشعاع القابلة للاضمحلال بما يضمن انخفاض مقدار نشاطها الإشعاعي إذا كان ذلك ممكنا.

- العمل على زيادة المسافة عن مصدر الإشعاع لغاية ابعد مسافة ممكنة.
- استخدام الدروع الملائمة حسب نوع الإشعاع وطاقته.
- استخدام عامل أو أكثر أو كل ما هو متاح للحد من مقدار التعرض الإشعاعي كلما كان ذلك ممكنا للإبقاء على معدل التعرض الإشعاعي بأقل قدر ممكن.
- العمل على دراسة مدى كفاءة الأجراء المتخذ في الحد من التعرض الإشعاعي وتجنب أهدار المال والوقت على إجراءات لا تؤثر على عملية الحد من مقدار التعرض الإشعاعي.

الفصل الحادي عشر

الدروع الإشعاعية

هناك العديد من المواد التي يمكن استخدامها لتوهين الأشعة وكدروع واقية من الإشعاع نتيجة قدرة هـذه المواد على توهين الإشعاع وامتصاصه. وتستخدم الدروع الإشعاعية لغايات احتواء المصادر المشعة أو عمل الحواجز الواقية من الإشعاع. لذا فان هذه الدروع الإشعاعية تعتبر من المبادئ الرئيسية والهامة في موضوع الوقاية الإشعاعية أو بعبارة أخرى القدرة على السيطرة على الإشعاع بمختلف أنواعه ومصادره من خلال توفير الـدرع المناسـب والملائم فنياً وهندسيا للمصدر المشع بالاعتماد على طبيعة تفاعل الإشعاع مع المواد المختلفة كما تم شرحه في فصل سابق.

تصميم واختيار المواد المناسبة للدروع الإشعاعية لأنواع المختلفة من المصادر المشعة ، والوضع الهندسي التي توجد به قد يسبب بعض الصعوبة والتعقيد في عملية اختيار الدرع الأكثر ملائمة والأكثر كفاءة في أداء الغـرض المفترض والمطلوب منه اعتماداً على نوع الإشعاع وطاقته والوضع الهندسي للمصدر والشكل الفيزيائي له.

الدروع الإشعاعية لجسيمات ألفا:

نظراً لصغر مدى جسيمات ألفا في المادة بسب كتلتها وشحنتها الكبيرتين بالنسبة إلى الأنواع الأخرى مـن الإشعاع المتمثل ببضعة عشرات من الميكروميتر في المواد وببضعة سنتيمترات في الهواء تجعل مـن السـهولة جـداً تدريعها واحتوائها و اعتبارها كخطر خارجي ضعيف نسبيا على الجسم الحي، لصغر مدى اختراقها فيه بحيـث لا يتجاوز مداها الطبقة الميتة في الجلد $(7mg/cm^2)$ لأكثر جسيمات ألفا طاقةً ولكنها تعتبر خطر حقيقي وفعال جدا في حالة دخولها جسم الكائن الحي نظرا لكثافة الطاقة المترسبة منها عند امتصاصها.

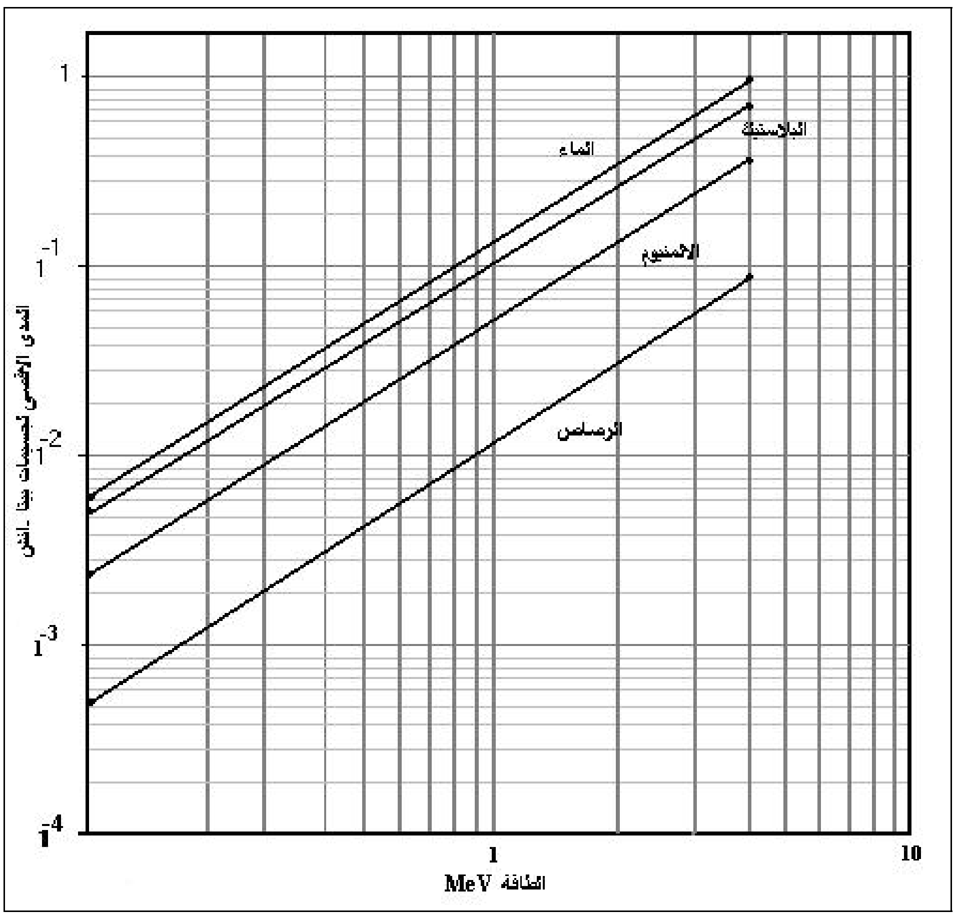
من أكثر الأمور أهمية في عملية تدريع واحتواء مصادر جسيمات ألفا هو عملية تثبيتها ووضعها في أوعيـة تضمن عدم حدوث تلوث يؤدي الى دخولها الى الجسم بواسطة اللمس أو التنفس أو من خلال الطعام والشـراب، وقد يتم هذا الاحتواء بعمل طبقة رقيقة من الطلاء المتماسك أو المثبتات الأخرى جيدا على المصدر لعزلـه ومنـع احتمالية حدوث تلوث أو انتشار لجسيمات ألفا، وهذا كفيل باحتواء وتدريع مصادر ألفا ألا أنه مـن الضـروري التأكد دائما وباستمرار من عملية التثبيت والعزل من خلال التفتيش الدوري، وعمل المسحات الإشعاعية للمنطقة التي تستخدم فيها مصادر ألفا، باستخدام الكاشف الإشعاعي المناسب لهذه الجسيمات وضمان حفظها والـتخلص منها ومعالجتها بشكل أمن عند الانتهاء من استخدامها.

الدروع الإشعاعية لجسيمات بيتا:

تمتاز جسيمات بيتا بمداها المحدود في المادة ولكنه أكثر بكثير من مدى جسيمات ألفا وقد يكون أكثر تعرجا ويمكن أن يبلغ عدة أمتار في الهواء تبعا لطاقة الجسيم وقد يصل عشرة أمتار لطاقة 4 مليون إلكترون فولت.

وبما أنها جسيمات مشحونة فأنها تفقد طاقتها في المادة كما ذكرنا سابقا بطريقتين وهي التأيين المباشر لذرات المادة وإنتاج الأشعة الانكباحية نتيجة تفاعل الإلكترون وتسارعه في مجال النواة نتيجة قوة الجذب الكهربائي للنواة الموجبة. لذا فان من المهم جداً اخذ هذه الأمور بعين الاعتبار عند تصميم الدرع الملائم لامتصاص أشعة بيتا بأخـذ المدى الأكبر لأكثر الجسيمات طاقة نظرا لتنوع طيف الطاقة لجسيم بيتا نتيجة تقاسم الطاقة بينـه وبـين جسـيم النيترونيو المرافق، أي أنة يتم اخذ الطاقة القصوى للجسيم عندما تكون طاقة جسيم النيترونيـو تسـاوي صـفر، بالإضافة الى الأخذ بعين الاعتبار مدى الأشعة الانكباحية الناتجة والتقليل منها باستخدام المواد قليلة الإنتاج لهـذه الأشعة وهي المواد ذات العدد الذري المنخفض.

الدرع الإشعاعي الملائم لجسيمات بيتا يمكن إيجاده بأخذ الاعتبارين السابقين وهما التأين المباشر و إنتاج الأشعة الانكباحية. فالاعتبار الأول يتم فيه معالجة مقدار سمك الدرع اللازم من المادة أو المواد التي ستجتازها الجسـيمات والاعتبار الثاني نسبة إنتاج الأشعة الانكباحية في هذه المادة/ المواد وطريقة معالجة توهينها وامتصاصـها والمـدى لجسيمات بيتا عند الطاقة القصوى يمكن إيجاده من الشكل (1).



الشكل(1): المدى الأقصى لجسيمات بيتا مع طاقة الجسيم القصوى لمواد مختلفة.

كما انه من المتعارف عليه أيضاً هو إمكانية استخدام علاقة التوهين اللوغاريتمي لمعرفة سمك المادة اللازمة لتـوهين جسيمات بيتا كما هو مبين أدناه:

$$\mathrm{I}(x)=\mathrm{I}_0 e^{-\mu_\beta(\rho x)}$$

حيث أن μ_β معامل الامتصاص، وتكون مقترنة بالطاقة القصوى لجسيم بيتا، و I هي شـدة أو عـدد جسيمات بيتا بعد التوهين، و I_0 الشدة الأصلية أو العدد قبل التوهين، و x سمك الدرع، و ρx كثافة السمك بوحدة (g/cm^2).

وبما أن μ_β يتم التعبير عنة دائما بوحدة (g/cm^2) يكون من الضروري تحديـد كثافـة السـمك أيضـا بوحدة (g/cm^2)، والتي يمكن إيجادها بضرب الكثافة بالسمك، ومعامل الامتصاص μ_β لجسيمات بيتـا في الهـواء والماء (الأنسجة) والمواد الأخرى (i) يمكن إيجاده كاقتران مرتبط بالطاقة من المعادلات التالية:

$$\mu_{\beta,air}=16(E_{\beta,\max}-0.036)^{-1.4}$$

$$\mu_{\beta,tissue}=18.6(E_{\beta,\max}-0.036)^{-1.37}$$

$$\mu_{\beta,i}=17(E_{\beta,\max})^{-1.14}$$

مثال :

جسيم بيتا بطاقة تساوي 2 مليون إلكترون فولت ذات شدة تساوي 1000 جسيم لكل سم مربع في الثانية تجتاز حاجز من الألمنيوم كثافته 2.7 غم لكل سم مكعب سمكه 0.1 ملم، احسب شدة جسيمات بيتا بعد اجتيازهـا الحاجز مباشرة (على اعتبار انه لا يوجد مسافة من الهواء بين المصدر والحاجز أو بين الحاجز وجهاز القياس) ؟

الحل: نحسب معامل امتصاص بيتا للطاقة القصوى وهي $2MeV$ من المعادلة كما يلي:

$$\mu_{\beta,AL}=17(2)^{-1.14}=7.714$$

وكثافة السمك للحاجز

$$0.01cm\times 2.7g/cm^3=0.0274g/cm^2$$

و يمكننا الآن إيجاد شدة جسيمات بيتا بعد الحاجز من خلال التعويض بالمعادلة :

$$\mathrm{I}(x)=\mathrm{I}_0 e^{-\mu_\beta(\rho x)}=1000e^{-7.714cm^2/g\times 0.0274g/cm^2}=809.5\beta/cm^2.s$$

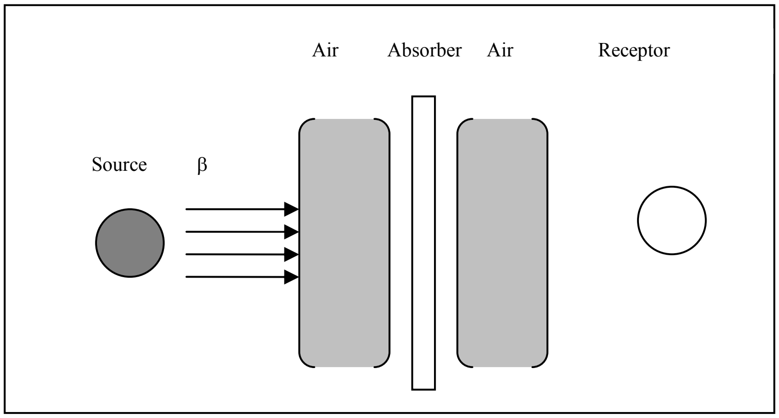
من الضروري ملاحظة انه يجب اعتبار كافة المواد التي يمكن أن تتواجد على مسار الأشعة بما فيها الهواء، كما هـو موضح بالشكل رقم (2)، وفي هذه الحالة يعتبر الهواء مادة يحسب سمكها، ويأخذ هذا السمك بعين الاعتبار عنـد عملية الحساب.

أما الاعتبار الأخر في عملية حساب الدرع الإشعاعي لجسيمات بيتا فهو الأشعة الانكباحية الناتجة مـن تفاعل جسيم بيتا مع المجال الكهربائي للنواة ومقدار الأشعة الناتجة يعتمد على طاقة جسيم بيتا E وعلـى العـدد الذري لمادة الدرع Z، والإشعاع الناتج يزداد طردياً مع طاقة الجسيم والعدد الذري لمادة الدرع ويمكن حسـاب مقدار الأشعة الناتجة Y من المعادلة التالية:

$$Y=\frac{6\times 10^{-4}EZ}{1+6\times 10^{-4}EZ}$$

من الأفضل دائما أن يتم اخذ متوسط طاقة جسيم بيتا عوضا عن الطاقة القصوى للجسيم بعـدم إيجـاد نسبة الأشعة الانكباحية الناتجة، حيث أن متوسط الطاقة لجسيمات بيتا تساوي تقريبا 0.33 من الطاقة القصـوى.

كما أنة من الأفضل أيضا، استخدام المواد ذات العدد الذري القليل، مثل الألمنيوم والبلاستيك عوضاً عن الرصاص، لتجنب زيادة مقدار الأشعة الانكباحية وخصوصا لمصادر جسيمات بيتا ذات النشاطية الإشـعاعية العاليـة مثـل $^{32}P(E_{Max.} = 1.71Mev)$ و $^{90}Sr(E_{Max.} = 2.28Mev)$.



الشكل (2): يجب اعتبار الهواء الموجود بين الحاجز ومصدر جسيمات بيتا وجهاز القياس كسمك في الحسابات.

مثال:

مصدر مشع لجسيمات بيتا ^{32}P نشاطه الإشعاعي 10 كوري، مذاب في سائل حجمه 50 مل. قـم بتصـميم الدرع المناسب له، بحيث لا تتجاوز كمية التعرض الإشعاعي منه على بعد متر ونصف 1 ملي رنتجن لكل ساعة، علما بان الطاقة القصوى للجسيم هـي $(E_{Max.} = 1.71Mev)$ ، في حـال عمـل درع بلاسـتيكي كثافتـه $0.93g/cm^3$ وكثافة السمك للبلاستيك هو ($0.8g/cm^2$) أو ($1.25cm^2/g$) عند الطاقة القصوى والعدد الذري الفعال لمادة البلاستيك يساوي 7.22 ؟

الحل:

بما أننا اخترنا مادة البلاستيك وكثافة السمك معروفة له ($0.8g/cm^2$) فأنه يلزمنا على الأقل سمك يساوي:

$$1.25\frac{cm^2}{g} \times 0.93\frac{g}{cm^2} = 1.163cm^{-1} = 0.86cm$$

وهذا السمك كافي لإيقاف جسيمات بيتا ولكن ألان يلزمنا معرفة مقدار الأشعة الانكباحية الناتجـة عـن مـرور وتوقف جسيمات بيتا في هذه المادة والتي يمكن إيجادها كما يلي:

أولاً: نجد قيمة الطاقة المتوسطة لجسيمات بيتا والتي تساوي 0.333 من الطاقة القصوى للجسيم وتسـاوي في هذه الحالة حوالي 0.6 مليون إلكترون فولت. ثم بعد ذلك نوجد نسبة الأشعة الانكباحية الناتجـة علـى الطاقـة القصوى كما يلي:

$$Y = \frac{6\times10^{-4}\times1.71\times7.22}{1+6\times10^{-4}\times1.71\times7.22} = 7.4\times10^{-3}$$

ثم نجد معدل الطاقة المنبعثة من 10 كوري من المصدر المشع بمتوسط طاقة يساوي 0.6 مليون إلكترون فولت كما يلي:

$$E_{\beta} = 10Ci \times 3.7 \times 10^{10}\, Bq \times 0.6Mev = 2.22 \times 10^{11}\, Mev/\sec.$$

وعليه يكون معدل الطاقة الناتجة نتيجة الأشعة الانكباحية يساوي النسبة المنتجة Y مضروبة في الطاقة الكلية المنتجة من المصدر كما يلي:

$$YE_{\beta} = 2.22 \times 10^{11}\, Mev/\sec \times 7.4 \times 10^{-3} = 1.64 \times 10^{9}\, Mev/\sec$$

الآن يلزمنا حساب مقدار معدل التعرض الناتج عن هذا المقدار من الطاقة على مسافة 1.5 متر وهذا يتم حسابه من المعادلة التالية على أساس أن هذه الطاقة ستتوزع بشكل كروي (سطح الكرة الذي يساوي $(4\pi r^2)$ مركزه المصدر المشع) في الهواء بدون وجود درع لامتصاص هذه الأشعة الناتجة، لذا فأننا سنحتاج الى معامل امتصاص الهواء μ_{air} والذي يساوي $3.4 \times 10^{-5} cm^{-1}$ وكذلك الكثافة للهواء الذي يساوي $0.00129 g/cm^2$:

$$\dot{\Gamma} = \frac{1.64 \times 10^{9}\,\text{MeV/s} \times 1.6 \times 10^{-6} erg/MeV \times 3600 s/hr \times 3.4 \times 10^{-5} cm^{-1}}{4\pi (150cm)^2 \times 0.00129 g/cm^3 \times 87.8 erg/(g/R)} = 11.7 mR/hr$$

وهذا المقدار من التعرض أكثر من الحد المطلوب الذي يجب أن يكون 1 ملي رنتجن لكل ساعة، وفي هذه الحالة علينا إيجاد السمك الإضافي من مادة الرصاص، وكذلك إيجاد السمك اللازم مثلا لامتصاص الأشعة الانكباحية، واستعمال مادة الرصاص في هذه الحالة لا يزيد من مقدار الأشعة الانكباحية، كونه تم امتصاص وإيقاف جميع جسيمات بيتا داخل الدرع الأولي، وهو درع البلاستيك، ومقدار التعرض هذا ناتج عن الأشعة الانكباحية التي نتجت من الدرع الأولي. ويتم حساب سمك الدرع الثانوي من الرصاص اللازم لامتصاص الأشعة الانكباحية كما يلي إذا علمنا معامل الامتصاص للرصاص μ/ρ عند طاقة $1.71MeV$ يساوي $0.048 \text{cm}^2/g$ وبضربة في كثافة الرصاص التي تساوي $11.4 g/cm^3$ نجد بان μ تساوي $0.55 cm^{-1}$:

$$R = R_0 e^{-\mu x}$$
$$1 = 11.7 e^{-0.55x}$$

وبإيجاد قيمة x ، نجد إنها تساوي 4.5 سم من مادة الرصاص، تلزم كدرع ثانوي لامتصاص الأشعة الانكباحيه.

في حالة أن تكون أشعة جاما مترافقة مع انبعاث جسيمات بيتا، أو جسيمات ألفا فان الدرع يحسب في العادة، حسب قدرته على امتصاص أشعة جاما، كون مدى هذه الأشعة اكبر بكثير من مدى جسيمات بيتا أو ألفا مع الأخذ بعين الاعتبار الأشعة الانكباحية الناتجة عن جسيمات بيتا عند توقفها بالمادة.

الدروع الإشعاعية لأشعة جاما والأشعة السينية:

كما وضحنا سابقا ، بان طبيعة تفاعل الفوتونات الإشعاعية مع المادة تختلف كليا عن تفاعل الجسيمات المشحونة، حيث أنه في الأولى قد يمتص الفوتون كليا أو جزيئا او قد يتشتت جزء منه، أو قد يعبر المادة بدون تفاعل، لذا فان عملية توهين الفوتون الإشعاعي تعتمد في هذه الحالة على الشكل الهندسي للحزمة الإشعاعية من ناحية كونها منتظمة أو غير منتظمة هندسيا كما هو موضح بالشكل(3).

في حالة الحزمة المنتظمة، كل فوتون يتفاعل قد يمتص أو يصل الى النقطة المستقبلة بطاقته الأصلية، وبالعـادة تكون أغلبية المصادر المنتظمة مصادر نقطية، أما في حالة كان المصدر غير منتظم، أو ضـعيف الانتظـام، فـان الفوتون الذي يتم امتصاص جزء منه ويتشتت الجزء الأخر يفقد جزء من طاقته الأصلية، لذا فانه طيف واسع مـن الطاقات الأصلية للفوتونات تصل الى الكاشف بالإضافة الى جزء من الفوتونات التي تشتت بطاقات مختلفة، وهـذا يلعب دوراً رئيسياً في عملية حساب وتصميم الدروع الإشعاعية، لذا سيكون حتما اختلاف في طريقـة حسـاب سمك الدرع اللازم لكل نوع من الحزم الإشعاعية.

الدروع الإشعاعية للحزمة المنتظمة:

أن عملية توهين الفوتونات الإشعاعية لحزمة إشعاعية منتظمة بشكل مثالي عند مرورها في مادة الدرع تكون حسب العلاقة الرياضية التالية:

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x}$$

حيث I_0 الشدة الأصلية للحزمة الإشعاعية، و I شدة الحزمة الإشعاعية بعد التوهين عند مرورها مـن خـلال الدرع، و x سمك الدرع، و $\mu(\mathrm{cm}^{-1})$ معامل التوهين ويعتمد على العدد الذري لمادة الـدرع وعلـى طاقـة الفوتون واللذين يحددان طبيعة تفاعل الفوتون في المادة (التفاعل الضوئي، تشتت كمبتون و الإنتاج الثنائي)، وهذا المعامل يمكن حسابه من خلال القياسات ولعدة مواد وعلى طاقات مختلفة ونورد المثال التالي لطريقة الحساب.

مثال:

حزمة إشعاعية منتظمة تبلغ شدتا 10000 عدة، وضع أمامها شريحة من النحاس سمكها 1.31 سم، وتم قيـاس شدة الحزمة الإشعاعية بعد الشريحة وكانت نصف القيمة الأصلية (5000) عدة، احسب معامل التوهين لشـريحة النحاس ؟

الحل:

$$\ln(0.5) = -\mu \times 1.31cm$$

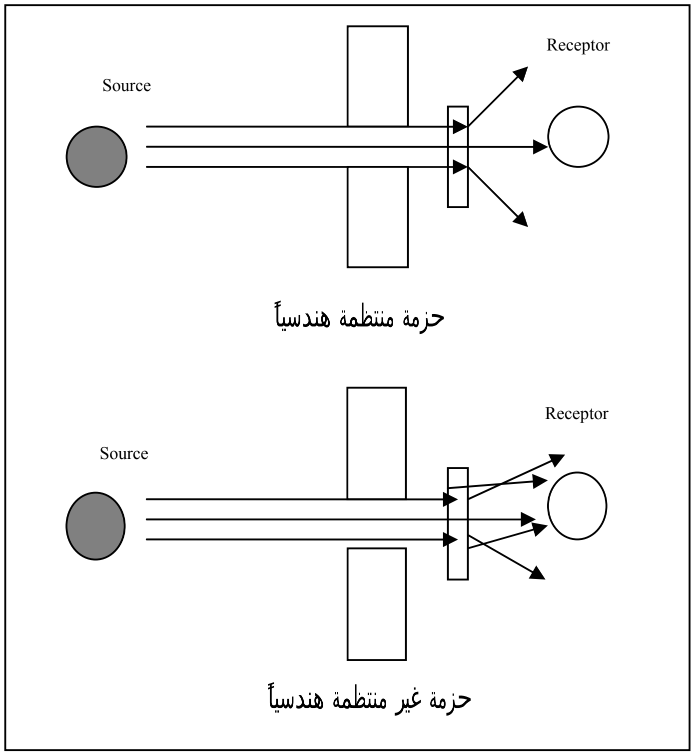
$$\mu = \frac{0.693}{1.31cm} = 0.5278cm^{-1}$$

من المثال أعلاه وكما شرحنا سابقا عن عمر النصف الإشعاعي، فانه من المفيد أيضـا اسـتعمال تعـبير مصطلح سمك النصف، $Half-Value-Layer(HVL)$ والذي يعرف بأنه السمك اللازم من المادة لتوهين الإشعاع الى نصف قيمته الأصلية وهو في هذه الحالة يساوي:

$$\frac{I(x)}{I_0} = \frac{1}{2} = e^{-\mu x_{1/2}} \Rightarrow x_{1/2} = \mathrm{HVL} = \frac{\ln 2}{\mu}$$

وبالإضافة الى سمك النصف فأنة يستعمل أيضا السمك العشـري $Tenth-Value-Layer(TVL)$ والـذي يعرف بأنة السمك اللازم لتوهين الأشعة الى عشر قيمتها الأصلية

$$\mathrm{TVL} = \frac{\ln 10}{\mu} = \frac{2.3026}{\mu}$$



الشكل (3): حزمة إشعاعية فوتونيه منتظمة هندسياً (أعلى)، وحزمة غير منتظمة الشكل (أسفل).

مثال :

مصدر مشع يبلغ مقدار التعرض الإشعاعي منه 800 ملي رنتجن / ساعة ناتجة عن فوتونـات طاقتـها 1 مليون إلكترون فولت، احسب 1- معامل التوهين للحديد 2-السمك اللازم لتقليل التعرض من المصدر الى 200 ملي رنتجن /ساعة والسمك اللازم لتقليل الجرعة الى 150 ملي رنتجن /ساعة إذا علمت بـان سمـك النصـف للحديد يساوي 1.47cm؟

الحل:

1- نجد معامل التوهين للحديد من خلال معرفتنا لسمك النصف له كما يلي:

$$\mu = \frac{\ln 2}{HVL} = \frac{0.69135}{1.47cm} = 0.47cm^{-1}$$

2- نجد عدد سمك النصف اللازم لتقليل الجرعة من 800 الى 200 من العلاقة التالية:

$$\frac{800}{200} = 2^{n} \quad \Rightarrow \ n = 2$$

أي انه يلزمنا سمك نصف عدد 2 للحصول على مقدار التعرض المطلوب أي أن السمك يساوي سمـك النصـف مضروب في 2 ويساوي 2.94cm من الحديد.

3- لإيجاد السمك اللازم لتقليل قيمة التعرض الى 150 ملي رنتجن /ساعة نستطيع إيجاده كما يلي من العلاقـة على أساس الوضع الهندسي المنتظم:

$$150 = 800e^{0.47x}$$

وبأخذ الأس الطبيعي لطرفي المعادلة:

$$\ln\frac{150}{800} = -1.674 = -0.47x$$

$$x = 3.55cm$$

أو يمكن إيجاد السمك بالطريقة التالية:

$$\frac{800}{150} = 2^{n}$$

وقيمة المعامل n هنا ترمز لمقدار عدد سمك النصف اللازم:

$$n\ln 2 = \ln\frac{800}{150} = 1.674$$

$$n = \frac{1.674}{\ln 2} = 2.4156 \ \ HVL$$

ومن ثم نوجد قيمة السمك الكلي اللازم للتدريع.

$$x = 2.4156 \times 1.47cm = 3.55cm$$

الدروع الإشعاعية للحزمة الإشعاعية غير المنتظمة:

عندما يتم وضع حاجز معين بين المادة والمصدر المشع، أو نتيجة لوجود الهواء، فان عدد من الفوتونات المتشتتة بطاقات مختلفة (نتيجة لتشتت كمبتون) تصل الى نقطة القياس، مما يؤدي الى تغير في تدفق الحزمة وحجمها، وتصبح الحزمة أكثر تعقيداً وتدعى في هذه الحالة بحزمة عريضة أو غير منتظمة وذلك لغايات الوقاية الإشعاعية. وبما أن حساب الحزمة الموهنة من خلال معامل التوهين أكثر ملائمة في الحزمة المنتظمة، لذا فان عملية تطبيقه على الحزمة غير المنتظمة يؤدي الى حسابات غير صحيحة وغير ملائمة، بسبب طيف الفوتونات متنوع الطاقات والاتجاهات في الحزمة.لذا فان الطريقة المناسبة والصحيحة لحساب مقدار توهين الأشعة لمعرفة سمك الدرع المناسب يتم من خلال أضافه معامل جديد في الحسابات يدعى بمعامل البناء للحزمة الإشعاعية ($Buildup - factor$)، ويرمز له بالرمز B، ويكون دائما هذا المعامل اكبر من واحد صحيح، لذا فان معادلة توهين الحزمة الإشعاعية تصبح كما يلي بعد إدخال معامل البناء:

$$I(x) = B\, I_0 e^{-\mu x}$$

ومعامل البناء تم إيجاده تجريبياً على الطاقات المختلفة للفوتونات ولمختلف المواد، والجدول (1) يبين القيم التجريبية لمقدار هذا المعامل.

من الجدول (1)، يتضح بان معامل البناء يعتمد على طاقة الفوتون وعلى مادة الدرع ومعامل التوهين للمادة μx بالنسبة الى طاقة الفوتون، وقيمة μx تعبر عن متوسط المسار الحر في المادة (Relaxation Lengths)، وتعرف

على انها القيمة التي تقلل التدفق الأصلي للحزمة بمقدار $(1/e)$، ومتوسط المسار الحر في المادة هو متوسط المسـافة التي يقطعها الفوتون في المادة قبل حصول أي تفاعل له مع المادة مثل الامتصاص أو التشتت الذي يؤدي الى اختزال الفوتون من الحزمة الإشعاعية.

مثال:

حزمة إشعاعية شدتها $(10000 Photons/cm^2.s)$ وبطاقة واحد مليون إلكترون فولت وضع أمامها حاجز من الحديد بسمك 2 سم ،

1- احسب شدة الحزمة بعد الحاجز في حالة كانت منتظمة؟

2- وفي حالة كانت غير منتظمة ؟ ، إذا علمت بان معامل التوهين للحديد على هـذه الطاقـة يسـاوي $0.472 cm^{-1}$ ؟

الحل:

إذا كانت الحزمة منتظمة فان شدتها بعد الحاجز ستكون كما يلي:

$$I(x) = 10000 e^{-0.472 cm^{-1} \times 2 cm} = 3890\, photon/cm^2.s$$

أما في حالة كون الحزمة غير منتظمة فان شدتها ستكون بعد إدخال معامل البناء والذي يمكن إيجاده مـن الجدول رقم (1) ومن ثم يتم إيجاد قيمة μx ، والتي تساوي 0.944، وتقع في الجدول بين قيمـة 0.5 و 1.0 عند طاقة واحد مليون إلكترون فولت ثم نقوم بأجراء عملية تقريب كما يلي:

0.5	1.41
0.944	1.8
1.0	1.85

وبالتعويض في المعادلة التالية نجد قيمة شدة الحزمة:

$$I(x) = 1.8 \times 3890 = 7000\ \text{photon/cm}^2.s$$

وبملاحظة الفرق بين شدة الحزمة الإشعاعية بعد الحاجز عندما تكون منتظمة وفي حالة كونها غير منتظمة فهو فرق غير بسيط يصل تقريبا الى ضعفي القيمة، مما يستدعي الأمر زيادة سمك الدرع للوصول الى القيمة المقبولة والمسموح بها خارج الدرع، من الجدير ملاحظته بأنه عملياً حتى المصدر المنتظم قد يصبح غير منتظم بعد الـدرع نتيجة التشتت الذي يحدث للفوتونات عند مرورها في مادة الدرع نفسها.

جدول (1) قيم معامل بناء الحزمة الإشعاعية $Buildup - factor$ لطاقات مختلفة لقيم μx

Material	*Energy (MeV)*	0.1	0.5	1	2	3	4	5	6	8	10
Aluminum (µx)	0.5	1.91	1.57	1.45	1.37	1.33	1.32	1.28	1.26	1.22	1.19
	1.0	2.86	2.28	1.99	1.78	1.68	1.62	1.54	1.49	1.41	1.35
	2.0	4.87	4.07	3.26	2.66	2.38	2.19	2.04	1.94	1.76	1.64
	3.0	7.07	6.35	4.76	3.62	3.11	2.78	2.54	2.37	2.11	1.93
	4.0	9.47	9.14	6.48	4.64	3.86	3.38	3.04	2.81	2.46	2.22
	5.0	12.1	12.4	8.41	5.72	4.64	3.99	3.55	3.26	2.82	2.52
	6.0	14.9	16.3	10.5	6.86	5.44	4.61	4.08	3.72	3.18	2.83
	7.0	18.0	20.7	12.9	8.05	6.26	5.24	4.61	4.19	3.55	3.14
	8.0	21.3	25.7	15.4	9.28	7.1	5.88	5.14	4.66	3.92	3.46
	10.0	28.7	37.6	21.0	11.9	8.83	7.18	6.23	5.61	4.68	4.12
	15.0	51.7	78.6	37.7	18.9	13.4	10.5	9.03	8.09	6.64	5.87
	20.0	81.1	137	57.9	26.6	18.1	14.0	11.9	10.7	8.68	7.74
	25.0	117	213	81.3	34.9	23.0	17.5	14.9	13.3	10.8	9.74
	30.0	159	307	107	43.6	28.1	21.0	18.0	16.0	13.0	11.8
Iron µx	0.5	1.26	1.48	1.41	1.35	1.32	1.3	1.27	1.25	1.22	1.19
	1.0	1.4	1.99	1.85	1.71	1.64	1.57	1.51	1.47	1.39	1.33
	2.0	1.61	3.12	2.85	2.49	2.28	2.12	1.97	1.87	1.71	1.59
	3.0	1.78	4.44	4	3.34	2.96	2.68	2.46	2.3	2.04	1.86
	4.0	1.94	5.96	5.3	4.25	3.68	3.29	2.98	2.76	2.41	2.16
	5.0	2.07	7.68	6.74	5.22	4.45	3.93	3.53	3.25	2.81	2.5
	6.0	2.2	9.58	8.31	6.25	5.25	4.6	4.11	3.78	3.24	2.87
	7.0	2.31	11.7	10.0	7.33	6.09	5.31	4.73	4.33	3.71	3.27
	8.0	2.41	14.0	11.8	8.45	6.96	6.05	5.38	4.92	4.2	3.71
	10.0	2.61	19.1	15.8	18.8	8.8	7.6	6.75	6.18	5.3	4.69
	15.0	3.01	35.1	27.5	17.4	13.8	11.9	10.7	9.85	8.64	7.88
	20.0	3.33	55.4	41.3	24.6	19.4	16.8	15.2	14.2	12.9	12.3
	25.0	3.61	79.9	57.0	32.5	25.4	22.1	20.3	19.3	18.2	18.1
	30.0	3.86	108	74.5	40.9	31.7	27.9	25.9	25.1	24.5	25.7
Water (µx)	0.5	2.37	1.6	1.47	1.38	1.34	1.31	1.28	1.27	1.23	1.2
	1.0	4.55	2.44	2.08	1.83	1.71	1.63	1.56	1.51	1.43	1.37
	2.0	11.8	4.88	3.62	2.81	2.46	2.24	2.08	1.97	1.8	1.68
	3.0	23.8	8.35	5.5	3.87	3.23	2.85	2.58	2.41	2.15	1.97
	4.0	41.3	12.8	7.68	4.98	4	3.46	3.08	2.84	2.46	2.25
	5.0	65.2	18.4	10.1	6.15	4.8	4.07	3.58	3.27	2.82	2.53
	6.0	96.7	25.0	12.8	7.38	5.61	4.68	4.08	3.7	3.15	2.8
	7.0	137	32.7	15.8	8.65	6.43	5.3	4.58	4.12	3.48	3.07
	8.0	187	41.5	19.0	9.97	7.27	5.92	5.07	4.54	3.8	3.34
	10.0	321	62.9	26.1	12.7	8.97	7.16	6.05	5.37	4.44	3.86
	15.0	938	139	47.7	20.1	13.3	10.3	8.49	7.41	5.99	5.14
	20.0	2170	252	74.0	28	17.8	13.4	10.9	9.42	7.49	6.38
	25.0	4360	403	104	36.5	22.4	16.5	13.3	11.4	8.96	7.59
	30.0	7970	594	1391	45.2	27.1	19.7	15.7	13.3	10.4	8.78

تابع جدول رقم (1).

Concrete μx	0.5	1.89	1.57	1.45	1.37	1.33	1.31	1.27	1.26	1.22	1.19
	1.0	2.78	2.27	1.98	1.77	1.67	1.61	1.53	1.49	1.41	1.35
	2.0	4.63	4.03	3.24	2.65	2.38	2.18	2.04	1.93	1.76	1.64
	3.0	6.63	6.26	4.72	3.6	3.09	2.77	2.53	2.37	2.11	1.93
	4.0	8.8	8.97	6.42	4.61	3.84	3.37	3.03	2.8	2.45	2.22
	5.0	11.1	12.2	8.33	5.68	4.61	3.98	3.54	3.25	2.81	2.51
	6.0	13.6	15.9	10.4	6.8	5.4	4.6	4.05	3.69	3.16	2.8
	7.0	16.3	20.2	12.7	7.97	6.2	5.23	4.57	4.14	3.51	3.1
	8.0	19.2	25.0	15.2	9.18	7.03	5.86	5.09	4.6	3.87	3.4
	10.0	25.6	36.4	20.7	11.7	8.71	7.15	6.15	5.52	4.59	4.01
	15.0	44.9	75.6	37.2	18.6	13.1	10.5	8.85	7.86	6.43	5.57
	20.0	69.1	131	57.1	26.0	17.7	13.9	11.6	10.2	8.31	7.19
	25.0	97.9	203	80.1	33.9	22.5	17.4	14.4	12.7	10.2	8.86
	30.0	131	290	106	42.2	27.4	20.9	17.3	15.2	12.2	10.6
Lead μx	0.5	1.51	1.14	1.2	1.21	1.23	1.21	1.25	1.26	1.3	1.28
	1.0	2.04	1.24	1.38	1.4	1.4	1.36	1.41	1.42	1.51	1.51
	2.0	3.39	1.39	1.68	1.76	1.73	1.67	1.71	1.73	1.9	2.01
	3.0	5.6	1.52	1.95	2.14	2.1	2.02	2.05	2.08	2.36	2.63
	4.0	9.59	1.62	2.19	2.52	2.5	2.4	2.44	2.49	2.91	3.42
	5.0	17.0	1.71	2.43	2.91	2.93	2.82	2.88	2.96	3.59	4.45
	6.0	30.6	1.8	2.66	3.32	3.4	3.28	3.38	3.51	4.41	5.73
	7.0	54.9	1.88	2.89	3.74	3.89	3.79	3.93	4.13	5.39	7.37
	8.0	94.7	1.95	3.1	4.17	4.41	4.35	4.56	4.84	6.58	9.44
	10.0	294	2.1	3.51	5.07	5.56	5.61	6.03	6.61	9.73	15.4
	15.0	5800	2.39	4.45	7.44	8.91	9.73	11.4	13.7	25.1	50.8
	20.0	1.3×10^{5}	2.64	5.27	9.98	12.9	15.4	19.9	26.6	62.0	161
	25.0	$33..\times10^{6}$	2.85	5.98	12.6	17.5	23.0	32.9	49.6	148	495
	30.0	8.8×10^{7}	3.02	6.64		22.5	32.6	52.2	88.9	344	1470

مثال:

احسب السمك اللازم من الرصاص لتدريع مصدر مشع من البوتاسيوم ^{42}K نشاطه الإشـعاعي يسـاوي 10كوري لتقليل التعرض الإشعاعي من المصدر الى مقدار 2.5 ملي رنتجن/ساعة على بعد متر واحد، علما بـان ^{42}K يبعث جسيمات بيتا بطاقة 3.52 مليون إلكترون فولت بنسبة 82 % للمستوى الأرضي وجسيمات بيتـا بطاقة 2 مليون إلكترون فولت وبنسبة 18 % الى مستوى الإثارة الأول ثم يتبعه بعد ذلك انبعاث أشعة جاما؟

الحل:

بما أن جسيم بيتا الأول الذي نسبته 82 % ينبعث الى المستوى الأرضي للنواة فانه لا يتبعه أي انبعاث لأشعة جاما، أما انبعاث الجسيم الثاني لبيتا بسبة 18 % الى مستوى الإثارة الأول يتبعه انبعاث أشعة جاما بنفس النسـبة وطاقتها تساوي الفرق في الطاقة بين المستوى الأول والأرضي وتساوي 1.52 مليون إلكترون فولت، وعلية فـان التعرض الإشعاعي على بعد متر من المصدر بدون وجود الدرع سيكون:

$$\dot{\Gamma} = 0.5\times CE = 0.5\times 10\ \mathrm{Ci}\times(0.18\times 1.52\mathrm{MeV}) = 1.37\mathrm{R/hr}$$

الآن سوف نقوم بعمل تقدير أولي لسمك الدرع على اعتبار انه منتظم وبدون استخدام معامل بناء إذا عرفنا بـان قيمة μ للرصاص على هذه الطاقة تساوي $0.536cm^{-1}$ كما يلي:

$$2.5mR/hr = 1370mR/hre^{-0.536x}$$
$$x = 11.8cm$$

هذا السمك المطلوب في حالة عدم وجود حالة بناء، ولكن في حالة وجود حالة بناء في حزمة الأشعة فأننا نقوم بما يلي:

- نقوم بإضافة نصف سمك واحد على هذا الدرع ونحسب الجرعة مقدار بعد الدرع،

سمك النصف في هذه الحالة يساوي:

$$HVL = \frac{0.693}{0.536cm^{-1}} = 1.29cm$$

يصبح سمك الدرع بعد إضافة نصف السمك يساوي $11.8 + 1.29 = 13.1cm$ وقيمة μx $\mu x = 0.536 \times 13.1 = 7.02$ ومعامل البناء لهذه القيمة من الجدول (1) وباستعمال عملية التقريب التقاطعي يساوي $B = 3.35$ وبالتعويض في المعادلة:

$$I = 3.35 \times 1370\, e^{-7.02} = 4.1mR/hr$$

القيمة أعلاه لا تزال عالية ولا تحقق المطلوب، وبما أن زيادة معامل البناء رياضياً اقل بكثير من تناقص المعامل أللوغاريتمي في المعادلة، فإننا في هذه الحالة سنضيف سمك معين ليكون y ، سيقلل قيمة التعرض لوغاريتمياً لقيمة اقل من قيمة التعرض المطلوب ولنقول 2.4 ملي رنتجن/ساعة، يمكننا كتابة معادلة التناقص هذه كما يلي:

$$e^{-y} = \frac{2.4}{4.1} \;\Rightarrow \mathrm{y} = 0.536 = \mu \mathrm{x}$$

وتصبح قيمة μx الجديدة $(0.536 + 7.02) = 7.56cm$، ثم نجد معامل البناء حسب قيمة μx الجديدة بنفس الطريقة السابقة (التقريب التقاطعي) وتساوي 3.53 وبعد ذلك نعوض القيم الجديدة في المعادلة كما يلي:

$$I = 3.53 \times 1370\, e^{-7.56} = 2.52\, mR/hr$$

هذه القيمة هي الأقرب للقيمة المطلوبة، ويمكن في هذه الحالة لمزيد من الاحتياط و الأمان إضافة سمك عشري أو أي سمك بسيط.

مثال:

مصدر مشع من الصوديوم ^{22}Na نشاطيه الإشعاعي 144 كوري، يطلق جسيمات بيتا متبوعة بأشعة جاما بطاقة 2.75 مليون إلكترون فولت و1.37 مليون إلكترون فولت، وضع في بركة ماء، احسب سمك الماء اللازم لتقليل التعرض الإشعاعي بحيث لا يزيد عن 20 ملي رنتجن/ساعة على ارتفاع 6 متر مباشرة فوق المصدر واحسب مقدار الجرعة على سطح الماء مباشرة ؟

الحل:

يوجد عندنا فوتونات عدد اثنين أحدهما طاقته عالية والآخر طاقته اقل، لذا فان معامل التوهين لهما سيكون $0.043cm^{-1}$ و $0.061cm^{-1}$ على التوالي . سنقوم أولا بحساب مقدار التعرض الناتج عن الفوتون ذو الطاقة وتقليله الى الحدود المطلوبة على بعد 6 أمتار ثم سنجد التعرض المضاف نتيجة الفوتون الأقل طاقة كما يلي:

$$\dot{\Gamma} = \frac{0.5 \times CE}{6^2} = \frac{0.5 \times 144 \text{ Ci} \times (2.75\text{MeV})}{36} = 5.5\text{R/hr}$$

لو قمنا بحساب مقدار التعرض على افتراض الحزمة المنتظمة كما يلي:

$$20\, mR\ /\ hr\ =\ (5500\ mR\ /\ hr) \times e^{-\mu_1 x}$$
$$\mu_1 x\ =\ 5.62$$
$$x\ =\ 130\ .1cm$$

ويكون معامل البناء لقيمة μx تقع ما بين 5 و6 وتعادل تقريبا قيمة كل نصف 2.8 ، ومن المعادلة $x_{0.5} = 0.693/\mu$ نجد قيمة μ وتساوي $0.693 \times 2.8 = 1.98$ تضاف الى القيمة الأولى ل μx لتصبح القيمة الكلية 7.6 ، وقيمة معامل البناء لهذه القيمة الجديدة يساوي تقريبا 7.5 وبتعويض هذه القيم في المعادلة التالية نجد:

$$\dot{\Gamma}_{2.75}\ = 7.5 \times 5500 \frac{mR}{hr} e^{-7.6} = 20 \frac{\text{mR}}{\text{hr}}$$

هذا السمك كافي لتقليل مقدار التعرض الى القيمة المطلوبة ولكننا بحاجة الى مقدار تعرض اقل وذلك لوجود تعرض ناتج عن الفوتون الآخر، فلو على سبيل المثال أضفنا سمك قليل جدا بقيمة $0.1\mu x$ الى الأول لحصلنا على قيمة هي 7.7 ومعامل بناء يساوي 7.44 وبتعويضه نحصل على مقدار تعرض يساوي 18.5 ملي رنتجن/ساعة. ولكن يجب علينا ألان حساب قيمة التعرض من الفوتون الآخر ذو الطاقة 1.37 مليون إلكترون فولت لنجد أن قيمة 7.7 مضروبة بنسبة معامل التوهين الثاني 0.061 الى معامل التوهين الأول 0.043 تساوي 10.9 ومعامل البناء لهذه القيمة يساوي 24.8، وبعد ذلك نجد مقدار التعرض على بعد 6 أمتار للفوتون الثاني كما يلي:

$$\dot{\Gamma}_{1.37}\ = \frac{0.5 \times CE}{6^2}\ \ =\ \ \frac{0.5 \times 144\ Ci \times (1.37 MeV)}{36} = 2.74 R/hr$$

ومقدار التعرض بعد الدرع المائي بوجود معامل بناء يحسب كما يلي:

$$\dot{\Gamma}_{1.37}\ = 24.8 \times 2740 \frac{mR}{hr} e^{-10.9} = 1.25 \frac{mR}{hr}$$

وبجمع مقدار التعرض من الفوتون الأول ومقدار التعرض من الفوتون الثاني تساوي 19.8 ملي رنتجن/ساعة قيمة التعرض الكلية. وعليه فان عمق الماء المطلوب كدرع للمصدر يساوي 7.7 نقسمه على معامل التوهين 0.043 للحصول على سمك الماء المطلوب كدرع إشعاعي ويساوي 179 سم. أما بالنسبة للجرعة على سطح الماء مباشرة فنجدها من خلال نطبق قانون التربيع العكسي كما يلي:

$$19.8 \times (\frac{600}{179})^2\ = 222 mR / hr$$

الدروع الإشعاعية لأجهزة الأشعة السينية:

تستعمل أجهزة الأشعة السينية لغايات التشخيص الطبي والمعالجة الإشعاعية وبعض التطبيقات غير الطبية مثل التصوير الصناعي والتحليل المخبري. وبالعادة يكون أنبوب الأشعة مدرع بدرع من الرصاص مع وجود فتحة لخروج حزمة الأشعة بوجود مرشح من الألمنيوم أو النحاس لاختزال الفوتونات غير المرغوب فيها من الحزمة.

درع أنبوب الأشعة بالعادة يكون ضمن مواصفات تصنيعية معينة لتمنع التسرب أو تقلله اثناء التشغيل للحدود المسموح بها، حسب المواصفات والتوصيات الدولية بهذا الخصوص والتي تكون بحدود 0.1 رنتجن/ساعة على بعد متر واحد من الأنبوب في حالة كانت الطاقة القصوى للأنبوب تقل عن 500 كيلو إلكترون فولت و بمقدار 1 رنتجن/ساعة على بعد متر واحد للأجهزة ذات الطاقة القصوى التي تزيد عن 500كيلو إلكترون فولت مثل أجهزة الأشعة العلاجية. وهذه القيمة قد تزيد عن هذه الحدود عندما يستعمل الأنبوب لغايات غير طبية مثل التصوير الصناعي. وفي العادة يصمم درع أنبوب الأشعة على أساس حساب الدروع للمصادر المشعة على اقصى جهد تشغيلي لأنبوب الأشعة.

يتكون حقل الأشعة في غرفة جهاز الأشعة من عدة عناصر فهناك الإشعاع الرئيسي والأشعة المتشتتة والأشعة المتسربة واتجاه الشعاع الفعال كما هو موضح بالشكل (4). هذه العناصر مهمة عند عملية حساب وتصميم الدرع الإشعاعي لمنشاة تحوي على جهاز أشعة.فالدرع الرئيسي يجب أن يكون في اتجاه الشعاع الفعال، كما أن هناك احتمالية أن يكون الشعاع الفعال قابل للتوجيه لعدة اتجاهات، وفي هذه الحالة تكون كل الجدران المقابلة لهذا الشعاع هي دروع رئيسية، وبما أن هناك أشعة متسربة من أنبوب الأشعة وأشعة متشتتة من جسم المريض ومن جدران و أرضية وسقف غرفة الأشعة، يجب عمل دروع ثانوية، وهذه الدروع لا تكون لغايات توهين الشعاع الفعال وإنما لغايات توهين الأشعة المتسربة والأشعة المتشتتة بكافة الاتجاهات أي أن كل درع غير الدرع الرئيسي هو درع ثانوي.

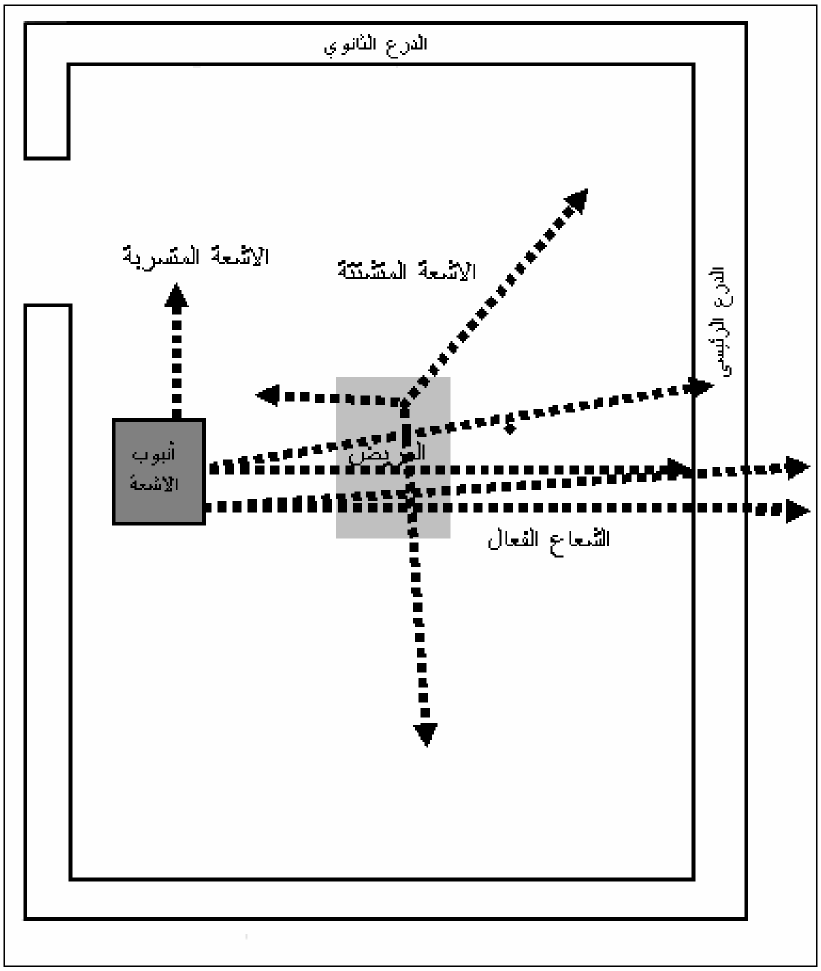
عند تصميم الدروع الإشعاعية لغرف الأشعة يأخذ بالاعتبار أن لا تتجاوز الجرعة المسموح بها في المناطق المسيطر عليها (الخاضعة للرقابة المباشرة للعاملين) عن (1 ملي سيفرت/أسبوع) على أساس خمس أيام بالأسبوع 8 ساعات عمل في اليوم، وللمناطق غير الخاضعة للرقابة المباشرة للعاملين أو مسئولي الوقاية الإشعاعية، فيجب أن لا تزيد عن (0.1 ملي سيفرت/ أسبوع) على أساس اعتماد الحدود القديمة الصادرة عن اللجنة الدولية للوقاية الإشعاعية الواردة بمنشورها رقم 26، أما ألان فقد اعتمدت اللجنة حدود جديدة في تقريرها رقم 60 ، واعتمدت الوكالة الدولية للطاقة الذرية هذه الحدود بمنشورها رقم 115 - سلسلة السلامة و الأمان الإشعاعي وتبنتها العديد من الدول. وبناء على الحدود الجديدة فان الحد المسموح به في المناطق المراقبة (0.4 ملي سيفرت/أسبوع) والمناطق غير المراقبة (0.02 ملي سيفرت/ أسبوع). ولغايات الحسابات وتصميم الدرع الإشعاعية لأجهزة الأشعة السينية تسمى هذه الحدود بالحد المسموح به أسبوعياً، فيستطيع المهتم تطبيق الحدود المتبعة تشريعاً في بلده مع مراعاة العمل على تخفيض الجرعة الى اقل من هذه الحدود استناداً لتطبيق مبدأ ALARA المعتمد في الوقاية الإشعاعية.

حسابات الدروع الإشعاعية الرئيسية:

عملية توهين الأشعة باستخدام مواد مختلفة ولطاقات متنوعة تم قياسها تجريبياً، وتم تمثيل هذه النتائج في منحنيات بيانية، فقد وجد تجريبيا بأن الأشعة التي تعبر الدرع الإشعاعي تعتمد على جهد القمة لأنبوب الأشعة وتتناسب مع الزمن والتيار المار في فتيل التسخين في الأنبوب معا، وليس على التيار فقط بالإضافة الى المسافة ونوع

مادة الدرع، ومن هنا تم وضع هذه المنحنيات في مجموعات تمثل المواد والقيم المختلف لجهد القمة للأنبوب، ليتم من خلال هذه المنحنيات إيجاد سمك الدرع المناسب لكل حالة.

هناك عدة عوامل رئيسية تدخل في عملية حساب سمك الدرع الرئيسي المراد تصميمه لإيجاد قيمة معامـل مرور الأشعة عبر الدرع $K - Transmitted\ Factor$ بوحدة الرنتجن لكل ملي أمبير . دقيقة، على بعد متـر واحد، ليتم من خلال قيمة هذا العامل والمنحنيات التجريبية الشكل (5-8) إيجاد السمك المطلوب الذي يضـمن الالتزام في الحدود المسموح بها وهذه العوامل هي:



الشكل (4): غرفة الأشعة وعناصر حقل الأشعة داخل الغرفة والدروع الرئيسية والدروع الثانوية.

1- مقدار التعرض المسموح به أسبوعياً (permissib le weekly exposure) ويرمز له بـالرمز P وكما تم ذكره أعلاه.

2- حجم العمل الأسبوعي *(weekly workload)* مقاس بوحدة الملي أمبير . دقيقة/ أسبوع ويرمـز لـه بالرمز W ويحسب هذا على أساس حجم العمل الأقصى، ويمكن حسابه على سبيل المثال من عدد الصور الإشعاعية الكلية الممكنة في الأسبوع مضروبة في قيمة التيار والزمن لكل صورة.

3- معامل التوجيه للشعاع الفعال ويرمز له بالرمز U وهو يمثل اتجاه الشعاع الفعال خلال العمل فعلى سبيل المثال عندما يكون جهاز الأشعة ثابت باتجاه واحد فان معامل التوجيه له يكون واحد أما إذا كان يوجه باتجاهين فان معامل التوجيه يكون نصف وإذا كان متحرك في الاتجاهات الأربع فيكون معامل التوجيه ¼ وهذا تتم معرفته من خطة العمل المسبقة لنوع العمل المتوقع وطبيعة الاستعمال للجهاز.

4- معامل الإشغال للمنطقة المراد حمايتها ويرمز له بالرمز T وهذا يعتمد على نوع ونسبة الإشغال لهذه المناطق سواء كامل أو جزئي وقد تم تصنيف هذه المناطق كما هو مبين في الجدول (2) .

5- المسافة d بين أنبوب الأشعة والدرع (أو المنطقة المراد حمايتها) وتقاس بالمتر.

وبأخذ هذه العوامل بالاعتبار يمكننا حساب وإيجاد قيمة المعامل K من المعادلة التالية:

$$K = \frac{Pd^2}{WUT}$$

جدول (2): معامل الأشغال حسب نوع المكان المراد حمايته من الإشعاع.

نوع الأشغال وقيمة المعامل	نوع المكان
أشغال كامل T = 1	مكاتب، مختبرات، متاجر، قاعات، غرف الممرضات وأماكن المعيشة، مناطق لعب الأطفال، والعمارات السكنية المجاورة ، قاعات انتظار المرضى
أشغال جزئي T = ¼	الممرات،غرف الاستراحة، المصاعد بوجود عامل مصعد، والمواقف المأهولة
أشغال نادر T = 1/16	الحمامات، والأدراج، والمصاعد بدون عامل، والمناطق الخارجية غير المأهولة.

مثال:

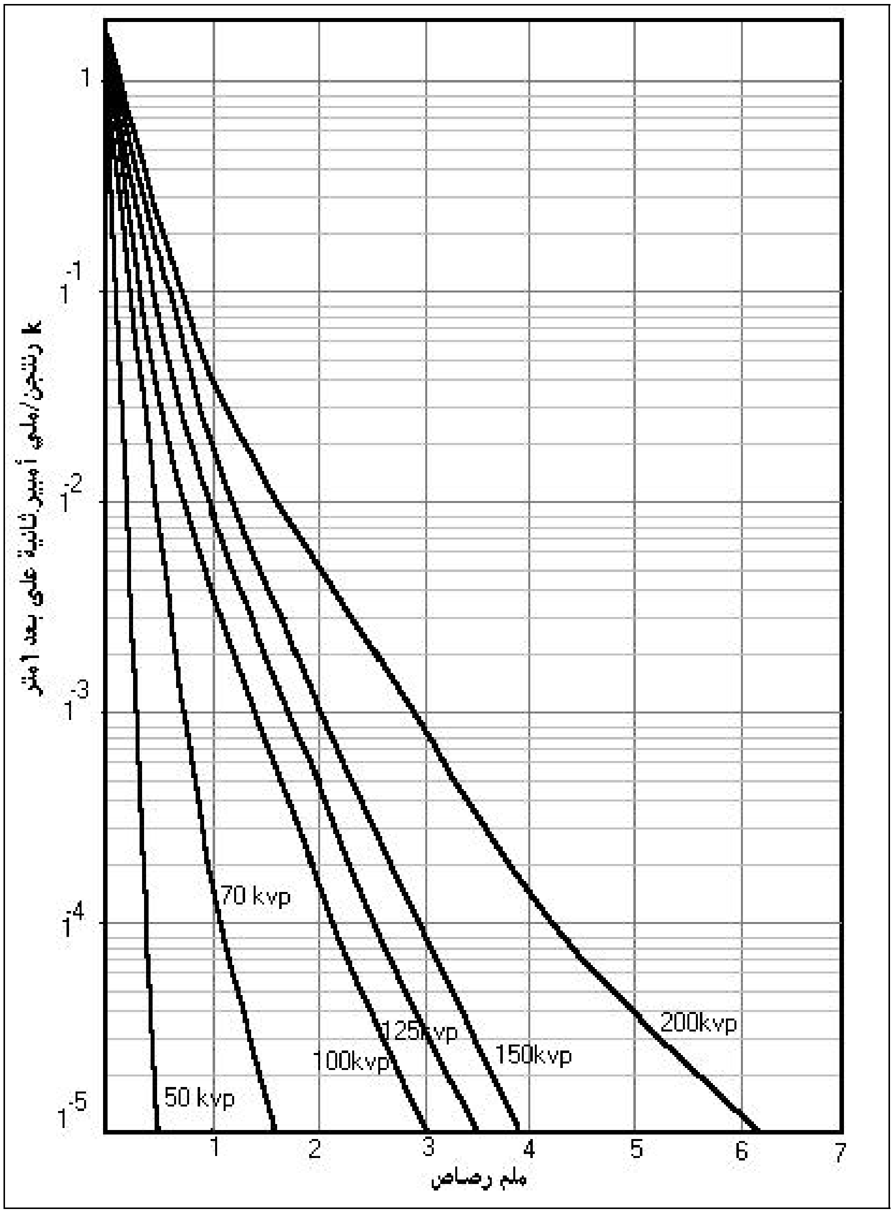
جهاز أشعة يعمل بجهد أقصى 125 كليو فولت ذروة وتيار 220 ملي أمبير، فإذا بلغ الزمن الكلي لعمل الجهاز 90 ثانية في الأسبوع ، احسب الدرع اللازم من الرصاص أو من الأسمنت لحماية غرفة استراحة غير مراقبه على بعد 4.5 متر علما بان هناك أمكانية لتوجيه الجهاز الى ثلاث اتجاهات مختلفة وبقية الوقت يوجه نحو الأرض؟

الحل:

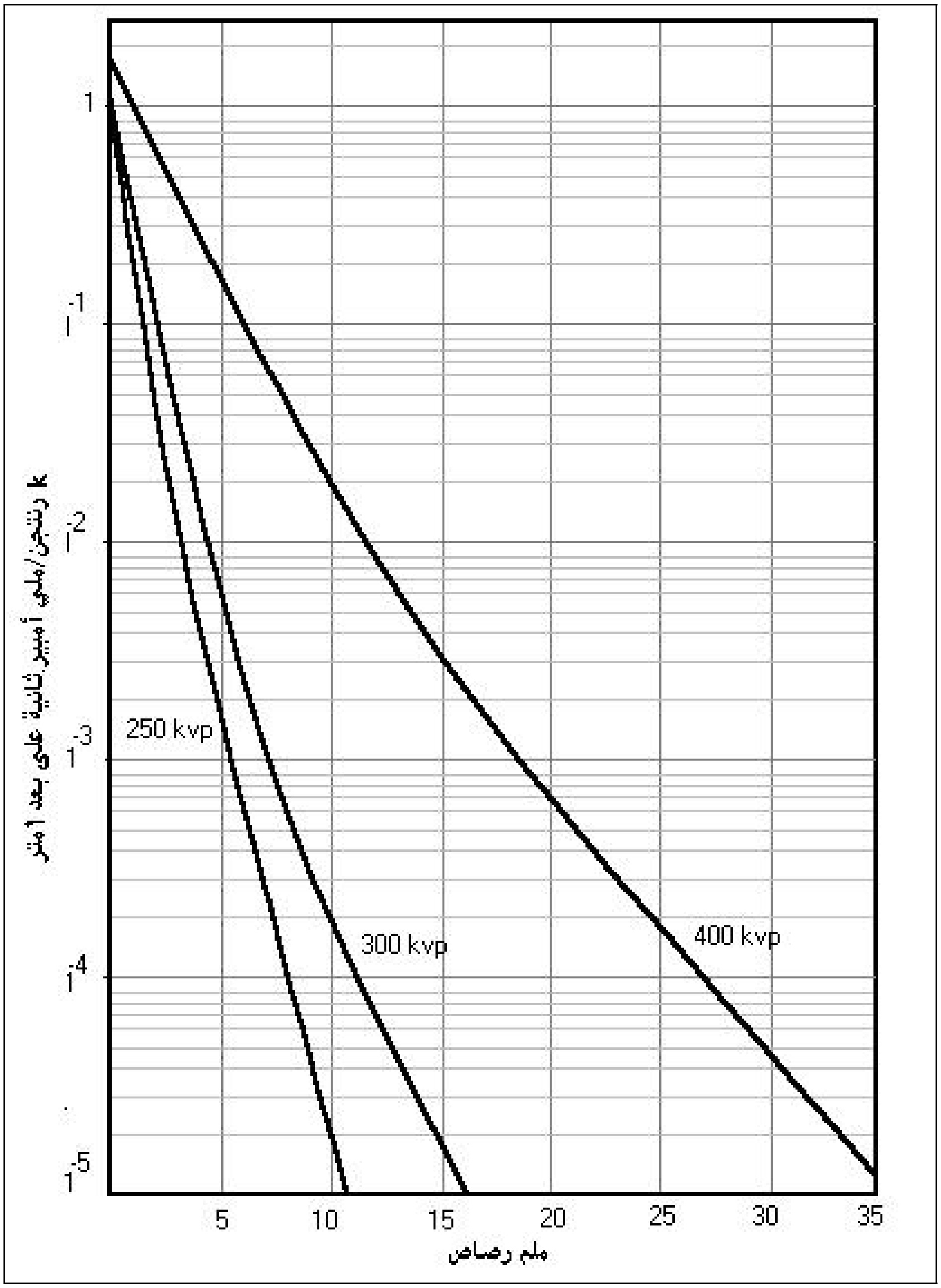
القيمة المسموح بها أسبوعياً للمناطق غير المراقبة حسب التعليمات الحديثة $P = 0.002R$ ، وقيمة معامل توجيه الشعاع الفعال $U = 1/3$ ، والمسافة بين الأنبوب والمنطقة المراد حمايتها $d = 4.5m$ ومعامل الإشغال ¼ وحجم العمل $W = 220mA \times 1.5\min. = 330mA.\min/wk$. ولإيجاد قيمة K نعوض هذه القيم في المعادلة كما يلي:

$$K = \frac{0.002 \times (4.5)^2}{330 \times 1/3 \times 1/4} = 1.5 \times 10^{-3} \frac{R}{mA.\min} \text{ at } 1\,\text{m}.$$

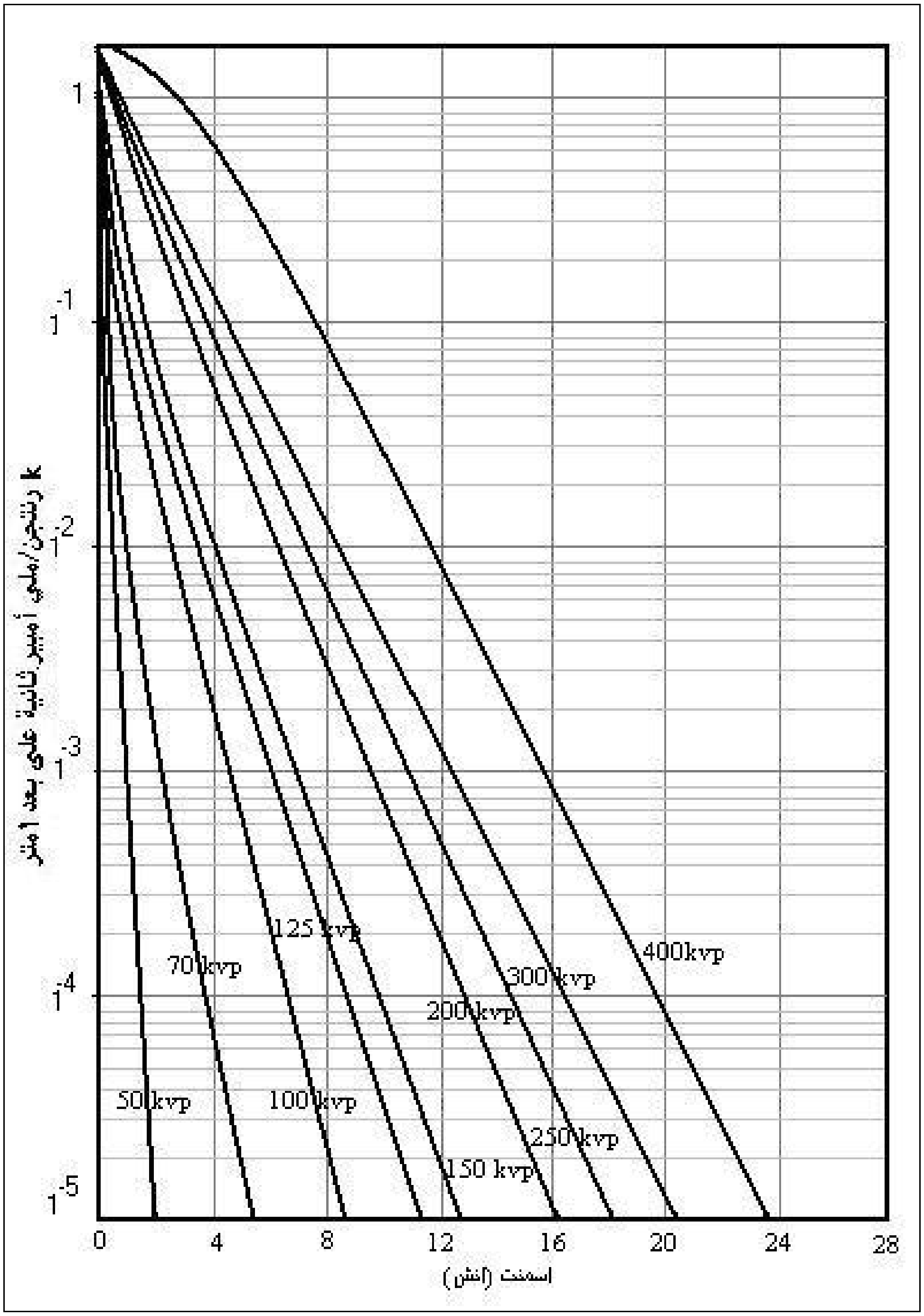
ومن المنحنيات في الشكل (5) نجد بان سمك الدرع اللازم يساوي 1.8 ملم من الرصاص و 20.3سم من الأسمنت.



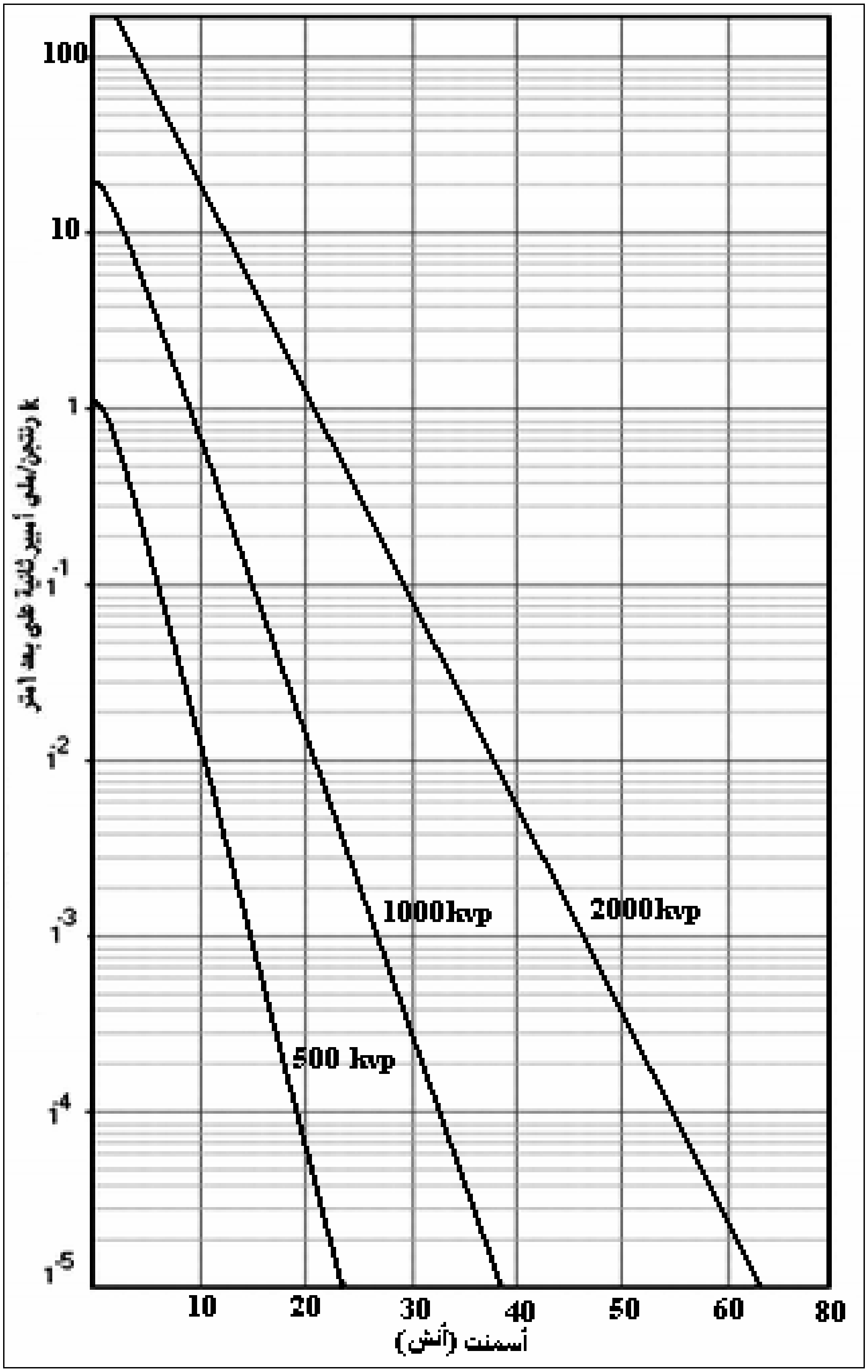
الشكل (5): منحنيات التوهين التجريبية للأشعة السينية [123]



الشكل (6): منحنيات التوهين التجريبية لأشعة السينية[123]



الشكل (7): منحنيات التوهين التجريبية لqشعة السينية [123]



الشكل (8): منحنيات التوهين التجريبية لأشعة السينية[123].

عند تصميم الدروع الإشعاعية يجب الأخذ بعين الاعتبار الدروع القائمة فعلى سبيل المثال إذا كان هناك جدران قائمة من الأسمنت يجب أن تدخل ضمن الحسابات ويتم إضافة الدرع اللازم لها سواء كان من الأسمنت أو الرصاص أو أي مادة أخرى، لعمل موازنة بين كلفة الوقاية الإشعاعية والوقاية الإشعاعية.

الدروع الإشعاعية الثانوية:

الدرع الإشعاعي الثانوي هو الدرع الذي يتم تصميمه للحماية من الإشعاعات المتسربة والمتشتتة، ولا يقع ضمن مجال الشعاع الفعال. وفيزيائيا هذين العنصرين من عناصر حقل الأشعة مختلفين نوعياً عن الإشعاع الرئيسي، لذا، فان تصميم الدرع الثانوي لهذين العنصرين يتم بشكل منفصل لكل منهما ويتم بالتالي اختيار المناسب لموعها. والطريقة المثلى للحسابات هي اعتبار قيمة توجيه الشعاع للأشعة المتسربة والمتشتتة دائما تساوي واحد صحيح، وذلك على اعتبار أن خواص هذين العنصرين موحدة في الحقل الإشعاعي، وان احتمالية عملية التسرب والتشتت تحصل في جميع الاتجاهات وبشكل متساوٍ.

فالإشعاع المتسرب يكون بالعادة محكوم بالحدود المقبولة تصنيعياً لأنبوب الأشعة بمقدار يساوي $0.1R/hr$ على بعد متر واحد من مركز الأنبوب في أجهزة التشخيص الإشعاعي المستخدمة لغايات التصوير الإشعاعي و $1R/hr$ لأجهزة الأشعة العلاجية التي تستخدم لحالات المعالجة السطحية عندما تكون المنطقة المراد معالجتها على سطح الجسم أو قريبة جدا منه ولا تتطلب طاقة اختراقيه عالية للإشعاع، و لأجهزة المعالجة ذات الطاقات العالية مثل أشعة جاما (الكوبالت والسيزيوم) وأشعة اكس المنتجة بواسطة المسارعات الطبية (اكبر من 500 كيلو فولت جهد قمة)، فان الحد المسموح به إما أن يكون $1R/hr$ أو 0.1 % من قيمة الشعاع الفعال المنتج. عندما تكون هذه القيمة بوحدة الرنتجن لكل ساعة Yt، يكون حساب الدرع الثانوي للأشعة المتسربة من خلال عدد نصف السمك اللازم لتقليل الجرعة للحدود المقبولة، وبما أن الأنبوب يعمل فترة زمنية مقدارها t دقيقة بالأسبوع والساعة تساوي 60 دقيقة يكون مقدار التعرض الإشعاعي على مسافة d من الأنبوب لكل ساعة يساوي:

$$\text{مقدار التعرض} = \frac{Yt}{60d^2}$$

وعلى اعتبار القيمة المسموح بها أسبوعياً P ومعامل الأشغال T، يلزمنا في هذه الحالة إيجاد معامل التوهين ولنرمز له بالرمز B ويمكن إيجاده من المعادلة التاليه إذا علمنا بان الزمن يساوي حجم العمل مقسوما على التيار:

$$P = B\frac{YtT}{60d^2} \quad \Rightarrow \quad B = \frac{60IPd^2}{YWT}$$

وبما أن عدد أنصاف السمك اللازمة لتوهين الإشعاع بمقدار المعامل B، يمكن إيجادها من العلاقة التالية:

$$N = -\frac{\ln B}{\ln 2} = -\frac{\ln B}{0.693}$$

وبذه الحالة يمكننا إيجاد عدد أنصاف السمك اللازمة لتوهين الإشعاع المتسرب مع ضرورة الانتباه جيداً هنـا بان عدد أنصاف السمك تستخدم لحساب الفوتونات أحادية الطاقة، والأشعة المتسربة تكون أحادية الطاقة، كونا قد مرت من خلال سمك معين من مادة الدرع المحيطة بالأنبوب، حيث يلعب هذا الدرع دور المرشح لأشعة اكس وبعكس الإشعاع المتشتت حيث يكون ذو طيف واسع من الطاقات، كون طاقة الشعاع المتشتت تعتمد على زاوية التشتت. والجدول (3) يبين قيمة نصف السمك لطيف مختلف من جهد القمة لمادة الرصاص والأسمنت مبينة.

جدول (3) سمك النصف لأشعة اكس (حزمة عريضة) لمادة الرصاص ومادة الأسمنت ومادة الحديد

TVL (cm) Steel $\rho=3.35$ g/cm^3	TVL (cm) Concrete $\rho=3.35$ g/cm^3	HVL (cm) Concrete $\rho=3.35$ g/cm^3	TVL (mm) Lead $\rho=11.3$ g/cm^3	HVL (mm) Lead $\rho=11.3$ g/cm^3	kVp kV
	1.5	0.43	0.17	0.06	50
	2.8	0.84	0.25	0.17	70
	5.3	1.6	0.88	0.27	100
	6.6	2.0	0.93	0.28	125
	7.4	2.24	0.99	0.3	150
	8.4	2.5	1.7	0.52	200
	9.4	2.8	2.9	0.88	250
	10.4	3.1	4.8	1.47	300
	10.9	3.3	8.3	2.5	400
	11.7	3.6	11.9	3.6	500
4.5	14.7	4.4	26	7.9	1000
6.8	21	6.4	42	12.5	2000
8.5	24.5	7.4	48.5	14.5	3000
9.1	29.2	8.8	53	16	4000
9.9	34.5	10.4	56	16.9	6000
10.3	37.8	11.4	56	16.9	8000
10.5	39.6	11.9	55	16.9	10000
10.9	44.5		55		18000
11	45.7		55		20000
11	47		55		24000
5.3	15.7	4.8	21.6	6.5	Cs- 137
6.9	20.6	6.2	40	12	Co- 60

مثال:

جهاز أشعة سينية يستعمل لأغراض علاجية يعمل على متوسط تيار يبلغ 26 ملي أمبير وطاقة جهد قمة 290 كيلو فولت وحجم العمل الأسبوعي يساوي 24000 ملي أمبير. دقيقة/ أسبوع، احسب عدد سمك النصف اللازم لحماية مختبر يقع على بعد 3 متر من الأشعة المتسربة من الأنبوب فقط؟

الحل:

بما أن الجهاز يعمل بجهد أقل من 500 كيلو فولت، فان قيمة Y المسموح بها هي 1 رنتجن/ساعة على بعد متر واحد، والجرعة المسموح بها في المختبر ذو الأشغال الكامل $(T=1)$ هي $(P=0.002)$ حسب الحدود الحديثة وحجم العمل يساوي 24000 ملي أمبير. دقيقة/أسبوع، نجد قيمة معامل التوهين B كما يلي:

$$B = \frac{60 \times 26 \times 0.002 \times 9}{1 \times 24000 \times 1} = 1.17 \times 10^{-3}$$

$$N = -\frac{\ln(1.17 \times 10^{-2})}{0.693} = 9.7$$

وقيمة نصف السمك من الرصاص لطاقة 290 من الجدول (3) تساوي $1.3mm$ وبضـربها في عـدد أنصـاف السمك نجد بان الدرع اللازم يساوي 13 ملم من الرصاص.

أما بالنسبة لحساب الدرع الثانوي للأشعة المتشتتة فأنه يتم على اعتبار انه في حالة كان جهد القمة للجهاز اقل من 500 كيلو فولت تكون القدرة على اختراق الحاجز مشابه لقدرة الشعاع الفعـال وذلـك لان الفوتونـات منخفضة الطاقة تفقد جزء بسيط من طاقتها في تشتت كمبتون كون النمط الغالب على تفاعل الإشعاع مع المـادة هو التفاعل الكهروضوئي. أما في حالة زيادة الجهد عن هذا الحد فان الإشعاع المتشتت يتم التعامل معه كما يعامل الشعاع الفعال ويمكن في هذه الحالة إيجاد قيمة السمك من خلال منحنيات التوهين. وفي هذه الحالـة سـتختلف طريقة معالجة قيمة المعامل K، ويجب عمل تعديل على طريقة حسابه، حيث انه تبين من القياسات بـان مقـدار التعرض نتيجة الأشعة المتشتتة يعتمد على زاوية التشتت. وعلى سبيل المثال فان قيمة التعرض تقل حـوالي 1000 مرة على بعد متر وزاوية 90 درجة من الإشعاع الرئيسي،بالتالي فان قيمة المعامل K سوف تزداد 1000 مـرة، وهذه النسبة من الزيادة تسمى نسبة التشتت، ويرمز اليها بالرمز a، والأمر الثاني هو أن ناتج جهاز الأشعة يـزداد مع زيادة جهد القمة مما يقلل قيمة معامل K ضمن معامل رياضي يرمز له بالرمز f، وقيم هذا المعامل معطاة في الجدول (4).

جدول (4) قيم المعامل f للإشعاع المتشتت.

f	جهد القمة (KVp)
1	تساوي أو اقل من 500
20	1000
300	2000
700	3000

لذا يجب العمل على إدخال هذه العوامل المؤثرة على مقدار الإشعاع المتشتت لإيجاد قيمة المعامل K والذي يمكننا إيجاده من المعادلة التالية على اعتبار أن معامل التوجيه يساوي 1:

$$K = \frac{P \times d_1^2 \times d^2}{a \times fWT}$$

حيث d_1 المسافة بين الجسم المشتت والمنطقـة المراد حمايتها و d المسافة بين منتصف الأنبوب والجسم المشتت (جسم المريض) و a نسبة التشتت بالنسبة للزاوية بما أن المسافة d_1 تكون في العادة بين 80 سم ومتر واحد تؤخـذ على أساس متر واحد وقيمة a على زاوية 90 درجة تساوي 0.001 تصبح المعادلة بالشكل التالي:

$$K = \frac{1000\,Pd^2}{fWT}$$

مثال:

في المثال السابق احسب سمك الدرع اللازم من الرصاص للحماية من الأشعة المتشتتة فقط وكم عدد سمك النصف اللازم له ؟

الحل:

نجد قيمة K حسب المعطيات في المثال السابق ونعوض هذه القيم في المعادلة كما يلي:

$$K = \frac{1000 \times 0.002 \times 9}{1 \times 24000 \times 1} = 7.5 \times 10^{-4}$$

ونجد قيمة السمك تساوي 8 ملم من الرصاص من المنحنيات في الشكل (6)، بما يعادل 6 إضعاف سمك النصف حسب القيم في الجدول (3) .

من المثال أعلاه نجد بان الدرع اللازم للحماية من الأشعة المتسربة أكبر منه للأشعة المتشتته وفي هذه الحالة نتبع الطريقة التالية وهي إذا كان سمك أحد الدرعين في حدود 3 أضعاف سمك النصف أو اقل بالنسبة للآخر، فأنه يجب إضافة سمك نصف أخر للدرع ذو السمك الأكبر، وهذا يكفي للحماية من الأشعة المتشتتة والمتسربة معاً، أما إذا كان الفرق اكبر من 3 أضعاف (في المثال كان 6 أضعاف) فان سمك الدرع الأكبر يكون كافي في هذه الحالة للحماية من الأشعة المتسربة والأشعة المتشتتة معاً وذلك لأن عملية المضاعفة تكون كبيرة وسيكون الدرع ذو السمك الأكبر كافي للحماية من الاثنين معاً.

تصميم وحساب الدروع الإشعاعية لأجهزة المسارعات الطبية في الأشعة العلاجية:

التعليمات الخاصة بعملية تصميم وحساب الدروع الإشعاعية في المسارعات الطبية ذات الطاقة العالية لأغراض العلاج الإشعاعي تم وضعها من قبل المجلس الوطني الأمريكي للوقاية الإشعاعية (NCRP) ونشرت بتقريرها رقم 49 لسنة 1976 وتقريرها رقم 51 لسنة 1977 ، لغايات توضيح الطرق الامثل عند تصميم وحساب الدروع الإشعاعية، حيث يوجد عدة عوامل تدخل في هذه العملية، مثل مادة الدرع وحجم العمل ومقدار الأشغال للمناطق المراد حمايتها.

أما بالنسبة الى مادة التدريع فيجب تقييمها من ناحية الوزن والسمك، وإمكانية استخدامها لأغراض متعددة من حيث قابليتها بان تكون مادة للتدريع وللبناء معا، كما يجب أن تتوفر فيها شروط فعاليتها للحماية من أشعة جاما وأشعة اكس والنيترونات وان تكون منتظمة ومتجانسة وذات ثباتيه ممتازة مع الزمن وضد التشقق والتكسر وغيرها من العوامل الفيزيائية، وذات تكلفة مقبولة أيضا وغير قابلة للتأثر من عملية التشعيع المستمر، مما يؤدي الى تحولها الى مواد مشعة، ومثال على ذلك مثلا استعمال مواد ذات عدد ذري منخفض لغايات التدريع من الإلكترونات حتى لا تنتج أشعة انكباحية، وكذلك مواد ذات مقاطع عرضية قادرة على امتصاص النيترونات بدون أن تنشط إشعاعيا نتيجة التأثير النيتروني.

أما بالنسبة الى حجم العمل وبغياب المعلومات الكافية عن حجم العمل المتوقع لهذه الأجهزة، فأنه يجب اعتبار هذه الأجهزة بحالة تشغيل متواصلة وبالطاقة القصوى لها ولمدة 40 ساعة أسبوعياً، على اعتبار معالجة 32 مريض

يومياً، وذلك حسب توصيات المجلس الوطني الأمريكي للوقاية الإشعاعية. أما في حالة توفر المعلومات المسبقة عن حجم العمل فأنة يمكن حساب حجم العمل من المعادلة التالية:

$$W = P \times d \times w \times D$$

حيث P عدد المرضى باليوم و d عدد أيام العمل بالأسبوع و w عدد الأسابيع بالسنة و D معدل الجرعة لكل مريض بوحدة الجري. من خلال هذه العلاقة يمكننا معرفة حجم العمل السنوي معبرا عنه بوحدات الجرعة الإشعاعية على بعد متر واحد من مركز منتصف حقل المعالجة وعملياً يفضل إضافة قيمة 10% على هذه القيمة نظراً لوجود بعض الحالات العلاجية التي قد تستدعي هذه الزيادة.

أما في حالة رغبتنا في معرفة حجم العمل على مسافات أكثر من متر واحد يمكننا تطبيق العلاقة التالية:

$$W_1 d_1^2 = W_2 d_2^2$$

والعامل الآخر هو معامل الأشغال للمنطقة المراد حمايتها وكما تم توضيحه سابقا بالجدول (2).

عملية حساب الدروع الإشعاعية تنقسم الى قسمين: حساب الدروع الرئيسية والتي تقع في مسار الشعاع الفعال والدروع الثانوية للحماية من الأشعة المتشتتة والمتسربة، نظراً لكون الحقل الإشعاعي حول الجهاز يحتوي هذه العناصر، كما هو مبين في الشكل (9).

ولحساب قيمة سمك الدرع الرئيسي نقوم بحساب معامل التوهين A من المعادلة التالية:

$$A = \frac{WUT(d_1 / d_2)^2}{H}$$

حيث W حجم العمل السنوي و U معامل توجيه الشعاع الفعال و T معامل الأشغال و H قيمة الجرعة المسموح بها سنويا وهي 20 ملي سيفرت للمناطق المراقبة و1 ملي سيفرت للمناطق غير المراقبة وتؤخذ لغايات الحسابات بوحدة السيفرت أي انه يتم ضرب القيم السابقة بمعامل 10^{-3} للمناطق غير المراقبة ويفضل دائما اخذ $1/3$ هذه القيم عند الحسابات.

وبعد إيجاد معامل التوهين يتم إيجاد قيمة السمك من خلال قيمة عدد السمك العشري اللازم لتوهين هذه الأشعة للحدود المقبولة 10^n أو بعدد سمك النصف 2^n حيث أن هذه القيم يمكن إيجادها من الجدول (3) للمواد المختلفة وعلى الطاقات المختلفة، ويفضل دائما أيجاد سمك الدرع من خلال قيمة السمك العشري كونه أكثر دقة كما هو مبين في المعادلة التالية:

$$n = \frac{\ln A}{\ln 10} = \frac{\ln A}{2.3}$$

حيث n هو عدد السمك العشري .

مثال :

احسب قيمة الدرع الرئيسي اللازم لمسارع خطي طاقته القصوى 10 مليون فولت قمة لحماية منطقة غير مراقبة تستعمل كحمام وتقع على بعد 4 أمتار عن منتصف حقل المعالجة علما بان حجم العمل السنوي يبلغ 10400 جري/سنة والجهاز يتم توجيهه على أربع اتجاهات؟

الحل:

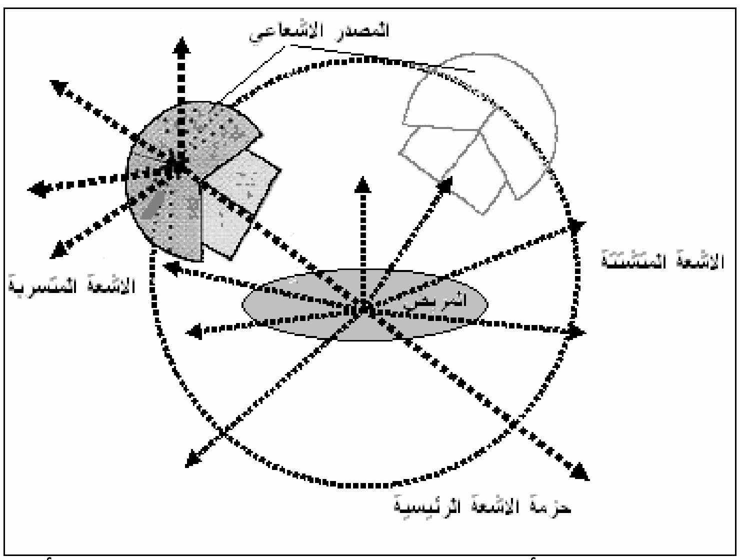
بما أن المنطقة غير مراقبة فان الحدود المسموح بها للجرعة H ستكون 0.001 سيفرت ثم نضرب هذه القيمة ب $1/3$ لتصبح 0.000333 وقيمة الأشغال للمنطقة تبلغ ¼ ومعامل التوجيه ¼ وقيمة $(d_1/d_2)^2$ تساوي $0.0625 = (1/4)^2$ وبتعويض هذه القيم بالمعادلة نجد معامل التوهين A :

$$A = \frac{10400 \times 0.25 \times 0.25 \times 0.0625}{0.00033} = 123106$$

ثم نجد عدد السمك العشري اللازم كما يلي:

$$N = \frac{\ln A}{\ln 10} = \frac{\ln 123106}{2.3} = 5.1$$

وبضرب عدد السمك العشري بالسمك العشري للأسمنت على طاقة 10مليون فولت، نجد مقدار السمك العشري من الجدول (3)، وبالتالي يكون السمك اللازم لحماية المنطقة يساوي 200 سم من مادة الأسمنت، مع ملاحظة اختيار الكثافة المناسبة للأسمنت عند إيجاد السمك العشري، حيث أن تجانس مادة الدرع من الأمور المهمة التي يجب أخذها بالحسبان.



الشكل(9): مصادر الأشعة المكونة للحقل الإشعاعي حول جهاز المعالجة بالأشعة.

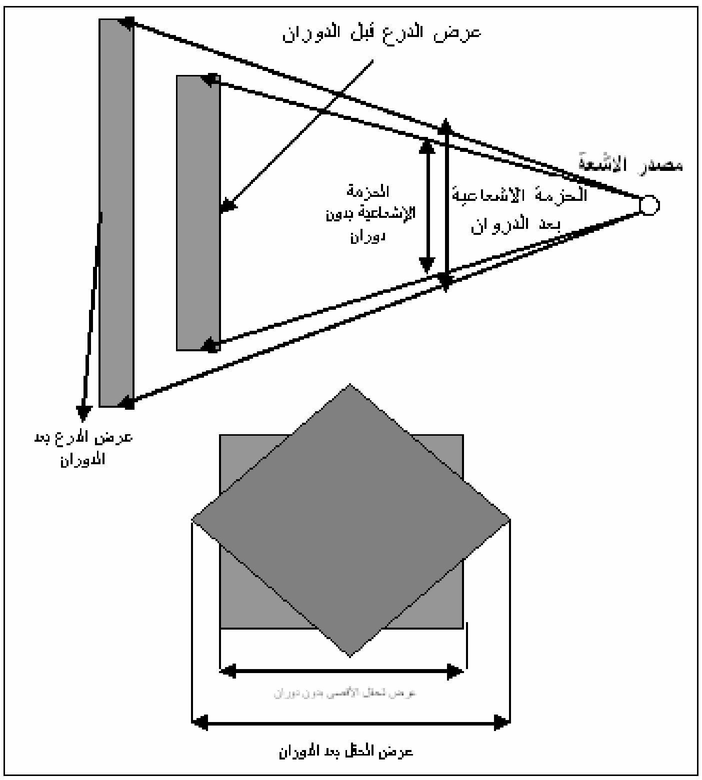
من الجدير ذكره هنا أن هذه الحسابات تتم دون أي اعتبار لتوهين الأشعة بواسطة جسم المريض، وهذا يعطينا هاماً أمان إضافي للحسابات، ولكن هناك أمر آخر على درجة من الأهمية ولا يمكن تجاهله، الا وهو حجم حقل المعالجة الأقصى، وبالعادة يساوي $(40 \times 40)cm^2$ لمعظم الأجهزة العلاجية، وذلك يستدعي زيادة عرض الدرع، بما فيه الكفاية لاحتواء كامل الحزمة وكلما كان عرض الدرع اكبر من عرض امتداد حزمة الأشعة كلما كان الوضع أفضل مع أهمية اعتبار ان مقدار حقل الأشعة سيزداد إذا كان محدد حقل المعالجة قابل للدوران كونه

سيؤدي الى زيادة عرض امتداد الحزمة، وهذا الأمر موضح بالشكل (10)، كما إن مقدار هذا العرض يعتمد على المسافة بين مركز الحقل والدرع أيضاً.

بالنسبة لتصميم وحسابات الدرع الثانوية في الأشعة العلاجية، يتم احتساب سمك الدرع الثانوي للحماية من الأشعة المتسربة كما في الدرع الرئيسي وباستخدام المعادلة التالية:

$$A = \frac{WUT(d_1/d_2)^2}{H} \times L$$

حيث L معامل التسرب ويساوي تقريبا 0.001 [124,125] ويتم بعد ذلك أيجاد عدد السمك العشري كما تم توضيحه سابقا في حسابات الدروع الرئيسية.



الشكل (10): تغير عرض الحقل نتيجة دوران حقل المعالجة مما يؤدي الى تغير عرض الحزمة الإشعاعية.

بالنسبة لحساب الدرع الإشعاعي الثانوي للحماية من الأشعة المتشتتة فان الأمر يختلف عن حساب الدرع الرئيسي والدرع الثانوي للأشعة المتسربة كونه يعتمد على عدة عوامل منها حجم الحقل ونوعية الشعاع وزاوية التشتت والإشعاع المتشتت من المريض، وبأي حال فان عملية حساب الدرع الإشعاعي للأشعة المتشتتة يمكن حسابه من خلال معامل التوهين B، على اعتبار أن D_i مقدار الجرعة في منتصف الحقل وعلى بعد متر واحد من مصدر الأشعة وباستخدام المعادلة التالية:

$$B = (1.67 \times 10^{-5}) \frac{H \times d_t^2 \times d_b^2}{D_i \times \alpha \times A_F \times T}$$

حيث أن d_t و d_b هي المسافة بين المصدر والجسم المشتت (المريض) والمسافة بين الجسم المشتت والمنطقة المراد حمايتها و A_F مساحة الحقل المشتت (حقل المعالجة) و α معامل التشتت ويعتمد على زاوية الدخول وزاوية التشتت للشعاع وقيمة هذا المعامل يمكن إيجادها من الجدول (5) لزوايا دخول وتشتت الإشعاع المختلفة وعلى طاقات متنوعة للإشعاع. ثم بعد ذلك يتم إيجاد قيمة السمك اللازم من خلال المنحنيات في الشكل (7) مع ملاحظة الاعتبارات التالية عند إيجاد قيمة السمك من خلال هذه المنحنيات وهي:

أولا:- الأشعة ذات جهد قمة من 0.5 ولغاية 3 مليون إلكترون فولت يكون التفاعل المسيطر للإشعاع مع المادة هو تشتت كمبتون وخصوصا للمواد ذات العدد الذري المنخفض وبالتالي وكما تم توضيحه سابقاً في (الفصل الثالث)، تكون طاقة الفوتونات المتشتتة بحدود 500 كيلو إلكترون فولت عندما يتشتت الفوتون على زاوية 90 درجة و بحدود 250 كيلو إلكترون فولت على زاوية 180 درجة، أي أن سمك الدرع سوف يأخذ من المنحنيات على هذه الطاقات.

و ثانيا:- من طاقة 3 ولغاية 10 مليون إلكترون فولت يكون التفاعل المسيطر هو الإنتاج الثنائي الذي يتبعه أفناء ثنائي فتؤخذ القيمة على طاقة 0.5 مليون إلكترون فولت حتى للزوايا التي تساوي أو تزيد عن 90 درجة.

ثالثا:- ما يزيد عن هذه الطاقة ولعدم توفر المعلومات الملائمة يفضل اخذ قيمة معامل التشتت α على أساس طاقة 10 مليون إلكترون فولت وقيمتها في هذه الحالة تساوي 0.01 لمادة الأسمنت والحديد.كما يجب أن يراعى في هذه الحالة عمل ممر المتاهة (ممر متعرج)، كما هو مبين في الشكل (11) وذلك لزيادة الأمان والتقليل من سمك باب غرفة المعالجة مما يسهل في هذه الحالة فتح وإغلاق الباب أو حتى الاستغناء عنه في حالة الحسابات الجيدة والكافية كما يجب أن يراعى في ممر المتاهة هذا عدم تعرضه للشعاع الفعال مباشرة وذلك بمعرفة مدى امتداد الحزمة وانعكاسها.

جدول (5) معامل التشتت α على زوايا مختلفة وعلى طاقات متنوعة.

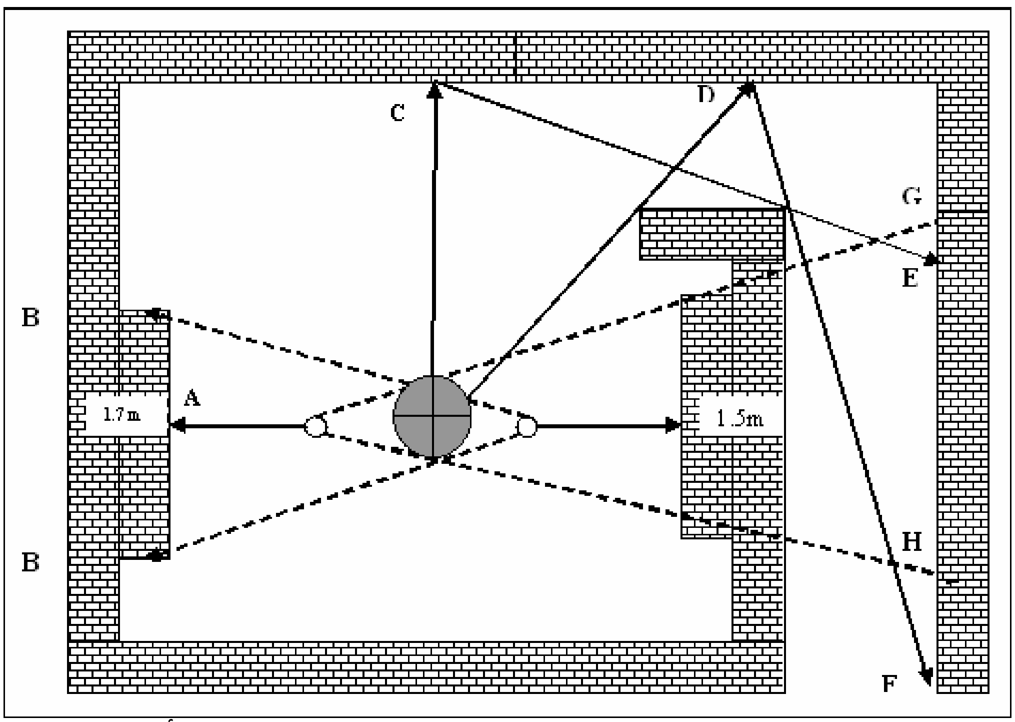
kVp (Kv)	زاوية التشتت (درجة)				
	30	45	60	90	135
50	0.0005	0.0002	0.00025	0.00035	0.001
70	0.000065	0.00035	0.00035	0.0005	0.0013
100	0.0015	0.0012	0.0012	0.0013	0.0022
125	0.0018	0.0015	0.0015	0.0015	0.0025
150	0.002	0.0016	0.0016	0.0016	0.0026
200	0.0024	0.002	0.0019	0.0019	0.0028
250	0.0025	0.0021	0.0019	0.0019	0.0028
300	0.0026	0.0022	0.002	0.0019	0.0028
4000	-	0.0027	-	-	-
6000	0.004	0.0018	0.0011	0.0006	0.0004
Cs- 137	0.0065	0.005	0.0041	0.0028	0.0019
Co- 60	0.006	0.0036	0.0023	0.0009	0.0006

في حالة ممر المتاهة يكون المساهم الأكبر في كمية الإشعاع في منطقة المتاهة هو الإشعاع المتشتت من الجدار بالإضافة طبعا للإشعاع المتشتت من المريض والإشعاع المتسرب من الجهاز نفسه وعملياً فانه يجب تقييم هذه العناصر عند الحسابات والتصميم، بالنسبة للإشعاع المتشتت من الجدار يمكن الحد منه بتوجيه الشعاع الفعال بعيدا عن مدخل المتاهة. وفي هذا الخصوص فقد اقترحت اللجنة الدولية للوقاية الإشعاعية في تقريرها رقم 33 لسنة

1982 طريقة مشابه لهذه الطريقة، على فرض انه إذا تعرضت زاوية ممر المتاهة الداخلية للإشعاع فـان الجرعـة الإشعاعية على بعد متر واحد داخل ممر المتاهة سيكون 10 % من قيمة الجرعة عند هذه الزاوية، ومن ثم يتنـاقص حسب قانون التربيع العكسي تقريبا، وذلك باعتماد المسافة من منتصف الحافة، وذلك على فـرض أن الإشـعاع المتشتت من المريض أو من الجدار يزداد خطياً مع زيادة حجم الحقل سواء على جسم المريض أو علـى الجـدار، وبالتالي فأنة يمكن تطبيق قانون التربيع العكسي لكل حالة تشتت، ومن خلال هذه الطريقة يمكننا إيجاد قيمة الجرعة في الممر المتعرج.

مثال:

غرفة معالجة إشعاعية كما بالشكل (11) يوجد فيها جهاز معالجة بطاقة 6 مليون فولت وحجم حقـل المعالجـة $(20\times20)cm^2$ فإذا كانت D الجرعة من الجهاز 3 جري لكل دقيقة وكان معامـل التشـتت α يسـاوي 0.0006 على زاوية 90 درجة وقيمة الإشعاع المتسرب هي 0.1 % على بعد 4 متر أوجد قيمـة الجرعـة في المنطقة EF؟



الشكل (11) غرفة معالجة إشعاعية موضح فيها ممر المتاهة وتقاطعات وامتداد الأشعة.

الحل:

نجد في البداية معدل الجرعة في المنطقة الواقعة ما بين C و D ولتكن D_1 على أساس انه يوجد عندنا حسـب الفرضية أعلاه إشعاع متشتت من جسم المريض D_s و إشعاع متسرب من جهاز المعالجة D_L وعليه فان الجرعـة D_1 ستكون:

$$D_1 = D_S + D_L = \frac{D}{d_1^2}(\alpha_1 A_1 + L) =$$

$$\frac{3Gy \times 60\min}{4^2} \times (0.0006 + 10^{-3}) = 18 \times 10^{-3}\, Svh^{-1}$$

وبنفس الطريقة يمكننا إيجاد معدل الجرعة في المنطقة EF و D_2 من قيمة D_1 مـن الشـكل وتكـون α_2 0.022 على أساس طاقة الفوتون المتشتت القصوى والتي تساوي 0.51 مليون إلكترون فولت وعلى زاوية 90 درجة وعلى مسافة 6 متر والناتجة عن حقل إشعاعي منعكس على الجدار مساحته $(3.5m \times 3.3m)$ كما يلي:

$$D_2 = D_1 \frac{\alpha_2 A_2}{d_2^2} =$$

$$18 \times 10^{-3} \times \frac{0.022 \times 3.3 \times 3.5}{6^2}\, Svh^{-1} = 127\,\mu Svh^{-1}$$

وكذلك نحسب التشتت التالي حسب امتداد خطوط الأشعة المتشتتة المحتملة كما يلي:

$$D_3 = D_2 \frac{\alpha_3 A_3}{d_3^2} =$$

$$127 \times \frac{0.022 \times 4.3 \times 3.5}{(2.7)^2}\, \mu Svh^{-1} = 6\mu Svh^{-1}$$

وبعد ذلك نقوم بحساب الأشعة خلف الدرع نتيجة الشعاع الرئيسي في المنطقة GH بنفس طريقة حساب الدرع الرئيسي بوجود درع سمكه 1.5 متر هذا يساوي سمك عشري عدد 4.75 وعلى مسافة 6.7 متر كما يلي:

$$D_T = \frac{D \times 10^{-N}}{d^2} = \frac{3 \times 60 \times 10^{-4.75}}{6.7^2} = 71\mu Svh^{-1}$$

وهذه القيمة سوف تتشتت باتجاه مدخل المتاهة الذي يبعد 4 متر ومن مساحة حقل $3.5m \times 3.5m$ لنجد قيمـة الجرعة تساوي $1.2\mu Svh^{-1}$، والآن علينا افتراض بان هذه الجرعة ستتضاعف مرتين وذلك لنشـمل بقيـة قـيم التشتت القادمة من جدران الممر، وهذه الجرعة يتم احتسابا على أساس حجم حقل المعالجة.

في أجهزة العلاج ذات الطاقة التي تزيد عن 10 مليون إلكترون فولت فان احتمالية إنتـاج نيترونـات أو بروتونات نتيجة تفاعل الفوتونات مع المادة تكون واردة واحتمالية إنتاج النيترونات تكون اكبر حيـث أن طاقـة العتبة لهذا الإنتاج هي 10 مليون إلكترون فولت، أما إنتاج البروتونات فيكون بعد طاقة 12 مليـون إلكتـرون فولت. يجب الآخذ بعين الاعتبار عملية إنتاج النيترونات عند تصميم الدروع الإشعاعية وما ينتج عنها من جرعـة للمريض أو العاملين، ووضع الدرع المناسب لها، وهذه والنيترونات تنتج أما مباشرة من المصدر الإشعاعي نفسـه ϕ_{dir} اومن المواد المشتتة في الغرفة ϕ_{sc} وبالعادة تكون منتظمة وثابتة في الغرفة ويكون المجموع الكلي للنيترونـات المنتجة كما يلي:

$$\phi_T = \phi_{dir} + \phi_{sc} = \frac{aQ}{4\pi R^2} + 5.4\frac{aQ}{S}$$

حيث Q عدد النيترونات السريعة و S السطح الداخلي للغرفة و a معامل الانتقال للتدفق النيتروني خلال الدرع المحيط برأس المسارع وتساوي 0.85 لمادة التنجستون و 1.0 لمادة الرصاص.

عادة تكون قدرة الفوتونات على الانتقال من خلال مادة الدرع أكبر من النيترونات في مادة الأسمنت حيث أن السمك العشري للنيترونات الناتجة والتي لا تزيد طاقتها عن 1 مليون إلكترون فولت على سبيل المثال يساوي 21 سم من الأسمنت بينما السمك العشري للفوتون نفسه تكون 47 سم. ومن هنا يتضح بان الدرع الأسمنتي المناسب لتوهين الفوتونات يكون كافي ومناسب لامتصاص النيترونات ولا يلزم أي تدريع إضافي، ولكن في حالة تدريع الأبواب والممر المتاهة يجب وضع السمك المناسب من مادة البولي ايثلين المحتوية على مادة البورن أو الليثيوم بمساحة 20 متر مربع على الأبواب والجدران الداخلية للممر، لامتصاص هذه النيترونات، أما بالنسبة الى الباب فأنة يعتمد أيضا على تصميم الممر ومدى تعرضه للنيترونات ولكن عموما سمك 6 سم من البولي ايثلين مع 0.5 سم من مادة البورن كافية لتدريع الباب وامتصاص النيترونات الناتجة عن مسارع طاقته لغاية 25 مليون فولت .

الفصل الثالث عشر

التأثير المحتمل وفيات الجرعات الإشعاعية المنخفضة

يوجد هناك تعريفين رئيسيين يتم استخداماهما لغايات الوقاية الإشعاعية وهما الممارسة والتدخل ، والممارسة هي عبارة عن النشاطات البشرية التي ينتج عنها زيادة في مقدار التعرض الإشعاعي عن الحد الذي يتلقاه الإنسان نتيجة الوجود الطبيعي للإشعاع من مصادر الإشعاع الطبيعي بينما التدخل فهو مجموع الاحتياطات والنشاطات التي يقوم بها الإنسان للحد من هذه الزيادة في التعرض الناتج عن ممارسات أو مصادر غير مسيطر عليها. أما الممارسات المسيطر عليها فمن المفترض أن يكون التعرض الناتج عنها ضمن الحدود والقيم المسموح بها قبل البدء في الممارسة ومن الطبيعي أن تكون هذه الممارسات مترافقة مع تعرضات إشعاعية ولكن في حال الرغبة في تقليلها فان ذلك من الممكن من خلال تطوير نظم الوقاية الإشعاعية.

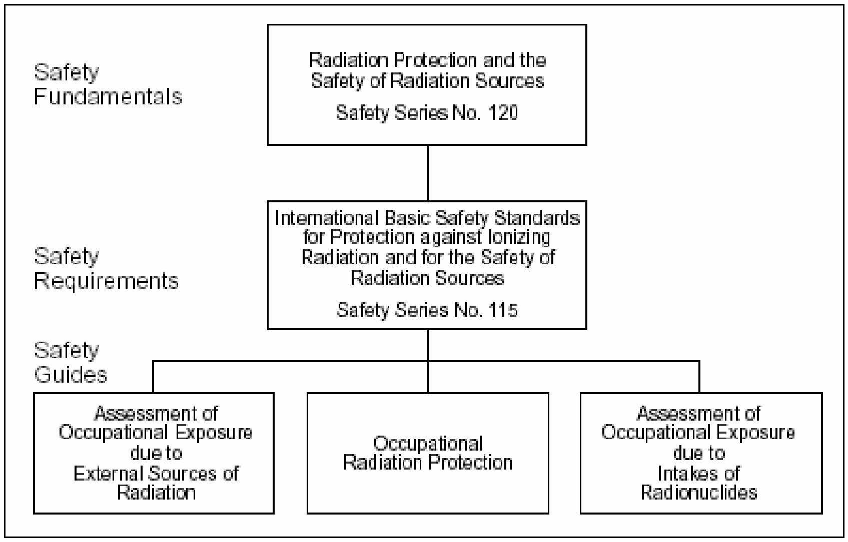
الجرعات الإشعاعية نتيجة الممارسات هي حتمية الوجود بشكل كامن أو ظاهر ويمكن التنبؤ بها ومعرفة قيمتها وهذه تدعى حسب تعريفات الوكالة الدولية للطاقة الذرية بالجرعات العادية وبالتالي فان التدخل يمكن تصنيفه الى تدخل في حالات التعرض الطارئه والتي تتطلب إجراءات وقائية لتقليلها أو تقليل آثارها أو تجنبها ولو بشكل مؤقت وهذا النوع من التدخل يشمل خطط الطوارئ الإشعاعية والإجراءات المترتبة عليها، أما الصنف الثاني فهو التدخل في حالات التعرض المزمن للإشعاع والناتج عن التعرض الطبيعي للإشعاع مثل غاز الرادون في بعض المباني وأماكن العمل والتعرض الناتج عن حوادث سابقة نتيجة التلوث من حوادث إشعاعية أو نووية.

التعرض الناتج عن الممارسة يقودنا لتعريف مصطلح التعرض المهني الذي يعود الى مقدار التعرض الإشعاعي الذي يتلقاه العامل في المجال الإشعاعي خلال فترة عمله وذلك باستثناء التعرض الإشعاعي الناتج عن مصادر غير قابلة للسيطرة والناتجة عن مصادر طبيعية مثل البوتاسيوم-40 في جسم الإنسان والموجودة بشكل طبيعي، أو الإشعاع الناتج عن الأشعة الكونية أو الإشعاع الطبيعي الناتج عن تواجد المواد المشعة بشكل طبيعي في البيئة أو الغذاء أو غيرها من المصادر الإشعاعية الواقعة ضمن قائمة الاستثناء . وبالتالي فان التعرض الإشعاعي المهني هو التعرض الإشعاعي الناتج عن استخدام الإشعاع والمواد المشعة في الأغراض الطبية والبحثية والعلمية والصناعية أو إنتاج الطاقة أو غيره. وهذا التعرض يجب أن يكون ضمن الحدود المسموح بها وهذه الحدود هي التي تحدد مستوى وطبيعة وكيفية التدخل لمعالجة أي زيادة في مقدار التعرض وهذا يقودنا الى تعريف آخر وهو الحدود المرجعية والتي تتطلب تدخل فعلي لتصحيحه، أو تدخل تحقيقي أو توثيقي وهذه الحدود هي التي تحدد مستوى التدخل المطلوب في الوقاية الإشعاعية.

التأثير الإشعاعي والأمان في الممارسة:

أن مصطلح التعرض المهني يستخدم للتعبير عن مقدار ما يتعرض له العامل في المجال الإشعاعي خلال فترة عمله وبشكل تراكمي. لذا فان مبادئ الوقاية والأمان الإشعاعي وجدت لمنع هذا التعرض من تجاوز المستويات المسموح بها من هذا التعرض بشكل غير مسؤول وإجازة التعرض الإشعاعي الذي يقع ضمن المستويات والمعايير

المسموح بها. وبالتالي فان أي تعرض غير قابل للإذعان لمتطلبات السلامة والأمان الإشعاعي يعتبر تعرض مستثنى من معايير السلامة وهذا ما ينطبق على التعرض من المصادر الطبيعية للإشعاع كما ذكرنا سـابقا (البوتاسـيوم-40) والأشعة الكونية والمواد المشعة في المواد الخام) وعدا ذلك فانه يفترض بها أن تكون قابلة للسيطرة والتحكم بها مـن خلال إجراءات وقائية معينة أثناء الممارسة للحفاظ عليها ضمن المستوى المسموح به وتخضع لمسؤوليات ومتطلبات الوقاية الإشعاعية وذلك بالاسترشاد بالتوصيات والمبادئ الرئيسية للوقاية الإشعاعية والموضحة بالشكل(1).



الشكل (1): مبادئ الأمان والسلامة الإشعاعية في التعرض المهني.

أن هذه المسؤوليات والمتطلبات تقودنا لضرورة إيجاد مستويات معينة تتطلب الإجراء المناسب سـواء مـن المستخدم أو من السلطات المختصة وتشمل هذه المستويات مستوى الإجراء ومستوى التحقيق ومستوى التـدخل ومستوى التوثيق والتسجيل. فمستوى الإجراء يكون في حال تجاوز معدل الجرعة أو النشاطية الإشـعاعية المعـدل الذي يتطلب المعالجة وتنفيذ إجراءات الوقاية اللازمة ولكن بشكل حالة طوارئ، وهذا الإجراء يتم اتخاذه بالعـادة لحماية العامة من الإشعاع. أما مستوى التدخل فهو الأجراء الذي يجب اتخذه لتجنيب العامة أو مجموعـة منـهم التعرض للإشعاع باتخاذ إجراءات وقائية أو وضعية الطوارئ الإشعاعية قبل التعرض أو احتمالية التعرض، أما بالنسبة لمستوى التحقق فهو في حالة زيادة مقدار التعرض الإشعاعي أو الأخذ الداخلي للمواد المشعة أو ارتفاع مسـتوى التلوث عن الحد الذي يتطلب التحقيق فيه والقيام بعملية مراجعة شاملة للإجراءات ومتطلبات الوقاية الإشـعاعية. بينما مستوى التوثيق والتسجيل هو المستوى من التعرض الإشعاعي أو الأخذ للمواد المشعة من قبل العاملين والذي يتطلب الأمر فيه توثيق هذا التعرض ضمن السجل المهني أو الإشعاعي للعاملين.

لذا فأنه يجب تطبيق متطلبات السلامة والأمان في حالة إنتاج واستخدام المصـادر الإشـعاعية في مختلـف التطبيقات الطبية منها والصناعية والبحثية وغيرها وكذلك في بعض الممارسات التي قد تؤدي الى تعرض إشعاعي من المصادر الطبيعية مثل العمل في أماكن يتواجد فيها غاز الرادون على سبيل المثال. وهذه الحالات يصـبح التعـرض الإشعاعي فيها تعرضاً مهنياً يحكم ضمن المتطلبات وشروط الأمان الإشعاعي.

من أهم مبادئ الوقاية الإشعاعية هو عدم جواز الممارسة بدون مبرر، والمبرر يجب أن يكون بما فيه الكفايـة لإجازة الممارسة، وفي هذه الحالة يجب أن تكون الفائدة المرجوة من الممارسة أكثر من الضرر الناتج عنـها وعـدم

وجود وسيلة بديلة لا تتضمن تعرض إشعاعي بنفس الكفاءة. هذا بالإضافة الى أن الجرعات الإشعاعية الناتجة عن هذه الممارسة بعد الإجازة لها يجب أن تكون ضمن الحدود المسموح بها والمحافظة قدر الإمكان على تخفيض مقدار الجرعة الإشعاعية ما دام ذلك مستطاعاً وان كانت هذه الجرعات ضمن الحدود المسموح بها ويستثنى من ذلك استخدام الإشعاع لغايات العلاج وهذا الأمر يستدعي أن تكون الممارسة الإشعاعية اقرب الى حالة الكمال.

مسئوليات المستخدم والعاملين في مجال الإشعاع:

المستخدم لمصادر الإشعاع يجب أن يكون مسجلاً أو مرخصاً حسب ما تقتضيه طبيعة الممارسة الإشعاعية، ويترتب علية عدد من المسؤوليات كما العاملين في المجال الإشعاعي وذلك لغايات توفير الوقاية الإشعاعية الملائمة لنوع الممارسة الإشعاعية والتي ينتج عنها تعرض إشعاعي منظور أو خطورة إشعاعية كامنة، وبالتالي فأنه يترتب علية وقاية وحماية العاملين من خطر التعرض الإشعاعي والامتثال لمتطلبات ومعايير السلامة والأمان الإشعاعي، أما العاملين في المجال الإشعاعي سواء كانوا مسجلين أو مرخصين تقع على عاتقهم مسؤولية التطبيق والالتزام بتطبيق مبادئ ومعايير الأمان الإشعاعي. وهذا الأمر يتمثل بعدم تجاوز الحدود المسموح بها من التعرض الإشعاعي بالإضافة لبذل ما هو ممكن ومستطاع للوصول بالممارسة للحد الأقرب للكمال بالتشاور والاتفاق مع السلطات الرقابية المختصة على السياسات والخطط والبرامج التي تحقق هذه الغاية.

تتمثل مسؤوليات المستخدم بتوفير كافة الأدوات والأجهزة والمعدات التي من شانها تحقيق متطلبات الوقاية الإشعاعية للعاملين والعامة والبيئة بالإضافة الى توفير برامج الخدمات الصحية من أجراء الفحوصات الطبية بشكل دوري للعاملين وتوفير أجهزة المراقبة الإشعاعية ومقاييس الجرعات الشخصية والتأكد من كفاءتها للاستخدام وصيانتها ومعايرتها بشكل ملائم. وفي هذه الحالة يجب أن تترافق مع برامج التدريب والتأهيل للعاملين في مجال الوقاية الإشعاعية والاستخدام لهذه الأجهزة والمعدات بشكل دائم مع المحافظة على نوعية وتحديث وتطوير هذه البرامج باستمرار، مع عملية توثيق وتسجيل لهذه الإجراءات بالإضافة لتوفير السجلات المناسبة للجرعات الشخصية للعاملين وبشكل دائم.

من المسؤوليات التي تقع على عاتق المستخدمين هو إيجاد وتبني ثقافة الأمان النووي، وهي عملية زرع الثقة بين العاملين والعامة بضرورة وجدوى برامج الوقاية الإشعاعية، وبالتالي فان هذا يرتب مسؤوليات على عاتق العاملين أنفسهم بالإضافة للمستخدم وذلك بالمحافظة على مستويات التعرض الإشعاعي للحد الأقل الذي يمكن تحقيقه مع السعي للوصول الى الأفضل وذلك بأتباع تعليمات الوقاية الإشعاعية وارتداء مقاييس الجرعات الشخصية والمحافظة عليها وارتداء ملابس الوقاية من الإشعاع مع استخدام الحواجز والمعدات والأجهزة لحماية أنفسهم أو لحماية الآخرين من التعرض الإشعاعي. والالتزام بعملية تطوير وتحديث برامج الوقاية الإشعاعية بما فيها المحافظة على تطوير وتثقيف أنفسهم باستمرار وبشكل طوعي والتعاون التام مع المسؤولين عن الوقاية الإشعاعية والمستخدم لتحقيق هذه الغاية هذا بالإضافة الى الإبلاغ عن حالة الحمل في حال حدوثه بالنسبة للعاملات وهذا الأمر لا يجيز للمشغل الاستغناء عن هؤلاء العاملات إنما يترتب عليه تحسين أو تغير ظروف العمل والتعرض الإشعاعي بما يتلاءم مع الحدود المسموح بها من التعرض الإشعاعي للعاملات الحوامل وهي نفس النسبة المسموح بها للعامة من الجمهور وبالشكل الذي يضمن اقل تعرض إشعاعي ممكن للجنين داخل الرحم.

لغاية تحقيق الكمال أو المثالية في الوقاية الإشعاعية يجب الأخذ بعين الاعتبار عمر الممارسة والأجهزة والتبعات الناتجة عنها من حيث مقدار التعرض أو مقدار الخطر الكامن مثل انتهاء عمرها الافتراضي او التشغيلي وما

يتبعه من إجراءات مثل التخلص من المصدر أو المادة المشعة، وبذلك يجب الأخذ بعين الاعتبار كل الاحتمالات الواردة أثناء تشغيل المصدر أو إضافة مصدر جديد أو حتى إنهاء استخدامه من حيث وضع المصدر التشغيلي وقياس الأداء والتقييم والتحليل بما يتعلق بالوقاية الإشعاعية ولحين الانتهاء منه وتحديد طرق التخلص منه بالطرق الآمنة واستبداله بمصدر جديد وما يترتب على هذا التغير من تبعات متعلقة بالوقاية الإشعاعية واحتياطاتها المتخذة مسبقاً مثل زيادة مقدار التدريع على سبيل المثال. أما لغاية تفعيل هذه الكمالية في الممارسة، فيجب الأخذ بعين الاعتبار مصادر وتجهيزات الوقاية الإشعاعية وتوزيع الجرعات الإشعاعية على الأشخاص والمجموعات العاملة والعامة ومقدار الخطر الكامن في هذه الأجهزة والمصادر والاحتمالات المترتبة عليه. مع اعتبار وبيان مقدار المنفعة الناتجة عن تخفيض الجرعات الإشعاعية حتى المادية منها.

يجب أخذ المثالية في الممارسة بعين الاعتبار منذ بداية عملية تصنيع المصدر المشع وتصميم المنشأة وأثناء الاستخدام وحتى التخلص التام من مصدر الإشعاع بالشكل الآمن والمناسب بدون أي تبعات سلبية محتملة على الإنسان أو البيئة. فالمثالية على سبيل المثال في حالة مصدر الأشعة السينية العادي قد يقتصر على عملية التدريب والتشغيل المناسب والقواعد المحلية للممارسة أما في حالة الصناعة النووية فان الأمر يصبح أكثر تعقيدا من حيث وضع البرامج المتعلقة بأدق التفاصيل في الممارسة وما بعد الممارسة وحتى فترة التخطيط والأعداد والتصميم قبل الإنشاء والتشغيل للوصول الى الوضع الأمثل في الممارسة بحد يضمن أن تكون الجرعات الإشعاعية ضمن المخطط أو حتى اقل من ما هو متوقع مع ضمان الترجمة الواقعية لهذه الخطط والبرامج أثناء الممارسة الفعلية.

هذه المسؤوليات المترتبة على المستخدمين والعاملين في المجال الإشعاعي تقود الى ضرورة وجود برامج للوقاية الإشعاعية، فأي برنامج للوقاية الإشعاعية يجب أن يشمل تحديد المسؤوليات بين العاملين والمستخدم وتحديد المناطق المقيدة والمناطق المراقبة في مكان العمل الإشعاعي مع وجود قواعد محلية للممارسة الإشعاعية بناء على طبيعة هذه الممارسة، كما يجب وضع الترتيبات المناسبة لاستخدام أجهزة ومعدات الوقاية الإشعاعية من أجهزة ومعدات الرصد الشخصي والمسح الإشعاعي تشمل عملية الصيانة والمعايرة بالإضافة الى السجلات المناسبة من سجلات التعرض الشخصي والمسح المكاني وحتى الفحص الطبي وبرامج المسح الطبي وسجلات الحوادث الإشعاعية والتدخل والتحقيق وسجلات الأجهزة والمعدات والصيانة والمعايرة. مع وضع البرامج التدريبية والتأهيلية المناسبة للعاملين في المجال الإشعاعي التي تبين مدى الخطورة من التعرض الإشعاعي وبرامج ثقافة الأمان النووي وبرنامج المراجعة الدورية والمراجعة الشاملة لأداء الأجهزة والمعدات بما فيها معدات وبرامج الوقاية الإشعاعية وبرامج ضبط الجودة والنوعية وتطبيقها على ارض الواقع.

حدود الجرعة:

حدود الجرعة هو مقدار الجرعة الفعالة أو المكافئة للأشخاص والناتجة عن ممارسة مسيطر عليها والتي يجب عدم تجاوزها سواء كانت من تعرض خارجي للإشعاع أو نتيجة الأخذ الداخلي لمواد مشعة وتكون حدود هذه الجرعة للعاملين بمقدار جرعة فعالة بمقدار 20 ملي سيفرت في السنة الواحدة ولمدة خمس سنوات متتالية بنفس المقدار أي بمقدار 100 ملي سيفرت لمدة خمس سنوات متتالية أو جرعة فعالة بمقدار 50 ملي سيفرت في السنة الواحدة المفردة بدون وجود تتابع في التعرض وذلك لعموم الجسم. وجرعة مكافئة بمقدار 150 ملي سيفرت في السنة لعدسة العين و 500 ملي سيفرت في السنة للجلد والأطراف على أن تؤخذ هذه الجرعة كمعدل الجرعة التي يتلقاها 1 سم^2 من الجلد في أكثر المناطق تعرضا للإشعاع وبذلك تكون هذه الجرعة جزءاً من الجرعة الفعالة للجلد

بعد ضربا في العامل المرجح للجلد. وهذه الحدود يستثنى منها المتدربين للعمل الإشعاعي وهم دون الثامنة عشـرة وفوق السادسة عشر فانه ينطبق عليهم حدود التعرض المهني المسيطر علية والذي يجب أن لا يتجاوز حدود الجرعة الفعالة في المناطق المراقبة عن 6 ملي سيفرت في السنة. وجرعة مكافئة 50 ملي سيفرت في السنة لعدسـة العـين و150 ملي سيفرت في السنة للجلد والأطراف.

وبشكل عام يجب عدم تجاوز هذه الحدود بالنسبة للتعرض المهني، فلا يجب تجاوز حدود التعرض المهني وهو 20 ملي سيفرت في السنة وان حدث هذا التجاوز فلا يجب أن يزيد عن مقدار 50 ملي سيفرت في السـنة وفي هذه الحالة يجب مراقبة ومتابعة العامل خلال السنوات اللاحقة بحيث أن لا يزيد معدل التعرضات الإشعاعية عـن 100 ملي سيفرت لخمس سنوات. وتجاوز العامل لحد الجرعة عن 20 ملي سيفرت واقل من 50 ملي سيفرت في السنة ليس مبرراً لمنعة من العمل ولكن يجب متابعته واتخاذ الإجراءات المناسبة لتصحيح الخلل وضمان عدم تجـاوز التعرض لجرعة أكثر من 100 ملي سيفرت لخمس سنوات. أما في حالة تجاوز التعرض عن 50 ملي سـيفرت في السنة الواحدة فان هذا الأمر يستدعي تصنيفه كحادث تعرض إشعاعي زائد وعلى السلطات المخولة اتخاذ الأجراء المناسب.

حدود الجرعة للعاملين تطبق على الذكور والإناث من العاملين على حد سواء وتستثنى الإناث مـن هـذه الحدود في حالة الحمل نظراً لحساسية الجنين للإشعاع وتنطبق عليها في هذه الحالة حدود التعرض لعامة الجمهـور والتي هي جرعة فعالة مقدارها1 ملي سيفرت في السنة وفي بعض الظروف الخاصة 5ملي سيفرت في سنة واحـدة شريطة ألا تتجاوز الجرعة المتوسطة على مدى خمس سنوات متتالية 1 ملي سيفرت في السنة وجرعة مكافئة لعدسة العين مقدارها 15 ملي سيفرت في السنة و50 ملي سيفرت للجلد.

حدود الجرعة الموضحة سابقا لا تنطبق على الأشخاص الذين يقومون بزيارة ومساعدة المرضى طواعيـة أو الحضور معهم أثناء العلاج أو التشخيص وليس من ضمن عملهم أو واجباتهم وفي هذه الحالة يجب التقيد بعدم تجاوز الجرعة لهم 5 ملي سيفرت خلال فترة الفحص أو العلاج للمريض أما بالنسبة للأطفال فلا يجب أن تتجاوز 1 ملي سيفرت.

حدود الجرعة هذه تشمل مجموع التعرض للإشعاع من مصدر خارجي أو من أخذ داخلي للمـواد المشـعة حيث يتم احتساب الجرعة الفعالة الكلية E_T حسب المعادلة التالية:

$$E_T = H_{(P)}(d) + \sum_j e(g)_{j,ing} I_{j,ing} + \sum e(g)_{j,inh} I_{j,inh}$$

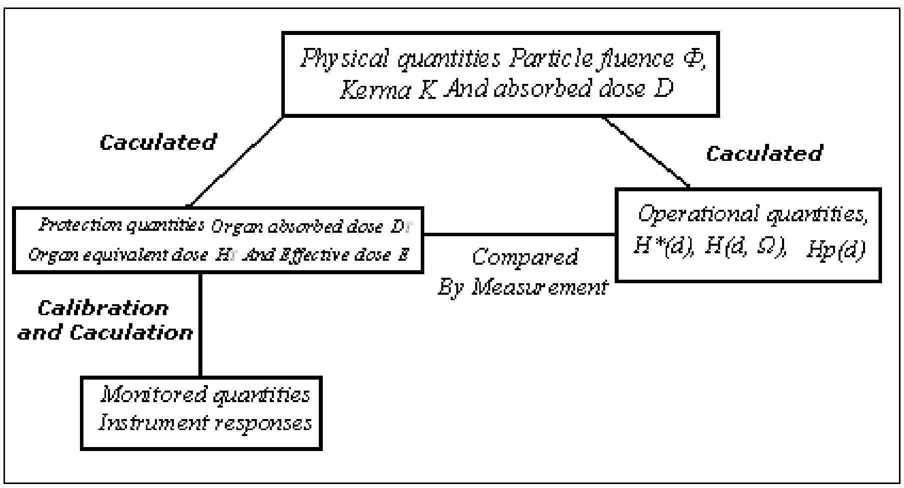
حيث أن $H_{(P)}(d)$ هي مقدار المكافئ الشخصي للجرعة الناجمة عن تعـرض خـارجي خـلال العـام و $e(g)_{j,ing}$ و $e(g)_{j,inh}$ الجرعة الفعالة المودعة لكل وحدة أخذ إشعاعي عـن طريـق البلـع أو التـنفس و $I_{j,ing}, I_{j,inh}$ هو مقدار الأخذ الداخلي لمادة مشعة j عن طريق البلع أو التنفس.

أما بالنسبة لمقدار الجرعة المكافئة المحيطة $H_{(P)}(d)$ الناتجة عن التعرض الخارجي للإشعاع للجلد فانه يـتم احتسابا على عمق 0.07 ملم $H_{(P)}(0.07)$ حيث أن الخلايا الحساسة في الجلد تقع على عمق 0.05 - 1 ملم وبالتالي فان عمق 0.07 ملم يكون مناسب كمتوسط بين السمكيين، أما لعدسة العـين علـى عمـق 3 ملـم $H_{(P)}(3)$ وللجسم على عمق 10ملم $H_{(P)}(10)$ حسب ما ورد في تعليمات الهيئة الدولية للوقاية الإشعاعية ICRP في منشورها رقم 60.

أما بالنسبة لحدود التعرض المهني المسموح به لغاز الرادون في أماكن العمل على أن لا يتجاوز تركيز غـاز الرادون ومتوسط سنوي مقداره 1000 بكريل في المتر المكعب في الهواء.

قياس الجرعات الشخصية:

أن وحدات القياس للجرعات الشخصية حسب ما هو موصى به لأغراض الوقاية الإشعاعية وحدود الجرعة في سلسة السلامة والأمان الإشعاعي BBS الصادرة عن الوكالة الدولية للطاقة الذرية IAEA هي الجرعة الفعالة $(E - Effective\ dose)$ والجرعة المكافئة للنسيج أو العضو $(H_T - equivalent\ dose)$. بالإضـافة الى الوحدات الفيزيائية الأساسية وهي مقدار التدفق للإشعاع ϕ و الكيرما K والجرعة الممتصة D. ولغايات التطبيق العملي لبرنامج الجرعات الشخصية والوقاية الإشعاعية، تبنت الهيئة الدوليـة للوحـدات والقياسـات الإشـعاعية ICRU مفهوم مكافئ الجرعـة المحيطـة $(H^*(d) - ambient\ dose\ equivalent)$ والجرعـة الموجهـة $(H^*(d,\Omega) - Directional\ dose\ equivalent)$ ومكافئ الجرعة الشخصية $H_p(d)$. ويمكن توضـيح العلاقة بين هذه الوحدات حسب ما ورد في $ICRP$ في منشورها رقم 74 و $ICRU$ في منشورها رقم 54 في الشكل رقم (2) ومن ثم تتم معالجة مقدار التعرض الشخصي باستخدام العامـل المـرجح للإشـعاع W_R و Q حسب نوع الإشعاع.



الشكل رقم (2) : العلاقة التوضيحية بين الكميات الفيزيائية والتشغيلية للجرعات الشخصية.

ومن هنا نجد أن الجرعة المكافئة الشخصية هي الجرعة على عمق معين d ويتم قياسها بارتـداء مقيـاس التعرض الشخصي على سطح الجسم وذلك بعد تغطيته بالسمك الملائم بحيث يمثل الجرعة على العمق d وبالتـالي فأننا نحصل على التمثيل المشابه والمقبول للجرعة المراد قياسها وهذا التمثيل مهم في قياس كافة أنواع الإشعاع سواء أكان شديد الاختراق أو ضعيف الاختراق. لذا فان عملية معايرة المقاييس الشخصية يجب ان تتم باستخدام المحاكي الوهمي المناسب وبالظروف التقليدية للعمل.

في معظم ظروف العمل يمكن قياس الجرعات الشخصية باستخدام المقاييس الشخصية سواء باسـتخدام الشارات الفيلمية أو الوضحات وفي حال تعذر توفير مثل هذه المقاييس يمكن تقدير مقدار التعرض الشخصي مـن خلال نتائج القياسات الإشعاعية لاماكن العمل الإشعاعي وظروف العمل الإشعاعي. وعموما فان توفير مقـاييس الجرعة الشخصية يعتبر ضرورياً لكل العاملين بشكل دائم في أماكن العمل الإشعاعي المصنفة كمناطق عمل إشعاعي

وكذلك في المناطق المراقبة ، وفي حال تعذر توفير هذه المقاييس لكافة العاملين في المناطق المراقبة فانه مــن الممكــن توفير عدد معين لبعض العاملين في هذه المناطق المراقبة ويتم القياس عليها لباقي العاملين.

في أماكن العمل الإشعاعي يتم تزويد العاملين بمقاييس الجرعات الشخصية التراكمية والــتي تقــوم بقيــاس التعرض الإشعاعي ضمن فترة زمنية معينة، وفي حال وجود أو توقع تعرض إشعاعي كبير فان اســتعمال مقــاييس شخصية تتم قراءتها مباشرة يكون أمر في غاية الأهمية بالإضافة الى المقاييس التراكمية. والمقاييس الشخصــية هــذه يجب ان تكون معتمدة من قبل السلطات المختصة بالإضافة الى وجوب خضوعها لبرامج ضبط الجــودة والنوعيــة وتكون تحت الأشراف المباشر او المراقبة المستمرة من قبل السلطات المختصة ولتجنب استخدام أنواع أخري مــن المقاييس فانه من الضروري أن تكون هذه ذات قدرة لاستيعاب وقياس جرعة ممتصة قصوى مقدارها 10جري.

في العادة فان قراءة هذه المقاييس $H_p(10)$ للجسم تكون كافية ولكن في حالة وجود إشعاع ذو طاقة تقــل عن $15keV$ فانه يكون من الأفضل مقارنة مقدار الجرعة $H_p(10)$ بمقدار الجرعة $H_p(0.07)$ للجلد وبالتالي يجب إقران هذه القراءات مع بعضها مع ملاحظة بأنه يجب قراءة هذه المقاييس اعتماداً على ظروف وطبيعة التعرض الإشعاعي فقد تكون فترة القراءة بشكل يومي أو أسبوعي أو شهري أو كل ثلاثة أو ستة اشهر اعتمادا على طبيعة العمل وفي الظروف الاعتيادية للعمل الإشعاعي فان فترة ثلاثة أشهر تكون مناسبة مع ملاحظة بان فتــرة القــراءة للمقاييس في حال استعمال الشارة الفيلمية يجب أن تكون اقصر منها في حال اســتخدام الوضــحات الوميضــية الحرارية وذلك بسبب ظاهرة الخبو ($fading$) في الأفلام مع الزمن.

أما بالنسبة لعملية ارتداء المقاييس الشخصية فانه يجب وضعها على مكان ما بين الكتف والخصر (مثل الصدر) أما بالنسبة لمقاييس قياس جرعة عدسة العين فأنة يجب ارتدائها بالقرب من العين أما بالنسبة لمقاييس جرعة الأطراف فأنة يمكن وضع هذه المقاييس بشكل خواتم توضع بأصابع اليد وذلك نتيجة لعدم تماثل حقل الأشعة كما في حالــة الأشعة التشخيصية عندما يتم استخدام الأيدي بالقرب من المريض وتكون جرعة الأطراف أكثر بعشرة أضــعاف جرعة الجسم او نتيجة للارتداء الملابس الواقية من الإشعاع، وينصح في هذه الحالة استخدام مقياس أخر يوضــع فوق المريول او في الأماكن التي لا يحميها اللباس الواقي بالإضافة الى المقياس الأصلي.

اختيار مقاييس الجرعات الشخصية:

إن عملية اختيار مقياس الجرعة الشخصية يعتمد على نوع الإشعاع والمعلومات المراد معرفتــها بالإضــافة الى الجرعة الشخصية، وعملياً يتم استخدام الأنواع التالية في قياس الجرعات الشخصية:

1- مقاييس قياس الفوتونات، وتعطينا معلومات فقط عن مقدار الجرعة المكافئة للجسم $H_p(10)$.

2- مقاييس قياس جسيمات بيتا والفوتونات، وهذه المقاييس تعطينا معلومات عن مقدار الجرعــة المكافئــة للجسم $H_p(10)$ و ومقدار الجرعة المكافئة للجلد $H_p(0.07)$.

3- مقاييس قياس الفوتونات المميزة وذلك لقابليتها بالإضافة الى قياس الجرعة، إعطاء معلومات عــن نــوع الإشعاع والطاقة الفعالة وتكون قادرة على الكشف عن الإلكترونات ذات الطاقة العالية.

4- مقاييس تعطينا معلومات عن $H_p(0.07)$ الناتجة عن أشعة بيتا والفوتونات والنيترونات وتدعى هــذه بمقاييس الأطراف *(extremity dosimeter)* .

5- المقاييس النيترونية وتقيس الجرعة المكافئة للجسم $H_p(10)$.

فالنوع الأول من المقاييس يستعمل عندما يكون الإشعاع فوتوني ناتج عن أشعة جاما وأشعة اكس ويستعمل في هذه الحالة TLD و (RPL - radiophoto luminescent glass) أو الأفلام وهذه المقاييس تغطي طيف واسع من طاقات الإشعاع حيث أنا لا تتأثر كثيرا بتغير الطاقة للإشعاع. أما في حالة وجود جسيمات بيتا في الحقل الإشعاعي فان النوع الثاني من المقاييس يكون الأنسب ويكون في هذه الحالة أما الأفلام او TLD بوضع أكثر من رقيقة مع مرشحات من مواد مختلفة وسماكات متنوعة. أما النوع الثالث فيستعمل نفس المقاييس باستخدام المرشحات المناسبة لتحديد طاقات الإشعاع الفوتوني والطاقة الفعالة للإشعاع. وبالنسبة للنوع الرابع من المقاييس فأنة يتم استخدام رقيقة واحدة من TLD توضع في اكثر الأماكن تعرضا للإشعاع ويمكن استخدامها بشكل خاتم يوضع في أصابع اليد مع إمكانية وضع مرشح رقيق يكافئ سمك 0.07 ملم من الجلد للتخلص من جسيمات بيتا ذات الطاقة المنخفضة. والنوع الخامس من المقاييس وهو المقاييس النيترونية وفي هذه الحالة فان النوع العادي من المقاييس لا يعطينا المعلومات عن جرعة النيترونات لكافة الطاقات علاوة على ان الجرعة المكافئة الناتجة عن النيترونات تكون صغيرة مقارنة بالجرعة الناتجة عن أشعة جاما التي تكون مترافقة مع النيترونات وبالتالي يكون من الضرورة استخدام مقياس أخر لقياس الجرعة الناتجة عن أشعة جاما مع المقياس النيتروني. أن الجرعة الناتجة عن النيترونات الحرارية ومتوسطة الطاقة والسريعة يمكن قياسها باستخدام المقاييس الانعكاسية *albedo* غير إن الاستجابة لهذه المقاييس متغيرة مع طاقة النيترونات وبالتالي فان استخدام كواشف الأثر الصلبه أو الكواشف الفقاعية تكون أكثر ملائمة وأكثر حساسية لقياس الجرعة الناتجة عن النيترونات بالإضافة الى إمكانية أجهزة المراقبة الشخصية للنيترونات والمزودة بنظم إنذار مباشر للتعرض. وفي حال استدعت طبيعة العمل الإشعاعي القياس اليومي للجرعة فأنة من المحبذ استخدام أجهزة القراءة المباشرة والتي تعطي القراءة بشكل مباشر مثل الأقلام الجيبيه ومقاييس الجيب الإلكترونية والمزودة بنظام إنذار مباشر في حال التعرض الزائد للإشعاع عن الحدود المبرمجة على هذه الأجهزة. وتكون هذه الأجهزة صغيرة الحجم ويمكن وضعها بالجيب أثناء العمل.

لغايات الوقاية الإشعاعية، الجرعات المقاسه تترجم الى جرعات فعالة ومكافئ الجرعة ولتحقيق ذلك بالشكل المناسب فانه يجب الأخذ بعين الاعتبار الطبيعية الفيزيائية للحقل الإشعاعي من حيث الاتجاه والتماثل ونوع الإشعاع وذلك من خلال وضع الافتراض الواقعي والمناسب ما بين جرعة الجسم وجرعة الأطراف والجلد بناءً على هذه الطبيعية. فعند ارتداء العامل لمقياس الجرعة الشخصية ويقوم بالتحرك في مكان العمل فان هناك ثلاث اتجاهات محتملة لتعرضه للإشعاع فأما أن يكون الاتجاه من الأمام (أمامي- خلفي) أو من الخلف (خلفي- أمامي) ا وان يكون تعرض متماثل من جميع الاتجاهات وفي هذه الحالة فان عملية تقدير مكان وضع المقياس تصبح مهمة جدا للحصول على التقييم المناسب للتعرض او حتى إدخال معاملات التصحيح المناسبة للجرعة ومثال على ذلك في حال تعرض سائق مركبة تقوم بنقل المواد المشعة للإشعاع فان المكان المناسب لوضع المقياس هو منطقة الظهر أما في حالة عدم توفر المعلومات المناسبة حول اتجاه الإشعاع وقدرته الاختراقية فان من المناسب عمل التمثيل المناسب بواسطة محاكي وهمي ووضع عدد من المقاييس من كافة الاتجاهات واستنتاج معاملات التصحيح المناسبة. أما في حالة استخدام أجهزة القياس المكاني للتقييم الجرعات الإشعاعية فان عملية القياس والمسح الإشعاعي يجب أن تشمل كافة مناطق العمل الإشعاعي والأماكن التي يحتمل وصول الإشعاع إليها ووضع التقييم المناسب والواقعي لتقدير الجرعات

وان يجرى هذا المسح والتقييم في كل مرة يتم فيها تغيير مكان العمل سواء عند إضافة أو تشغيل أجهزة إشعاعية أو مصادر مشعة أو تغيير مكانا أو تغير تصميم مكان العمل الإشعاعي بما فيه تغيير أماكن الحواجز الواقية و غايات الاستخدام للمناطق المحيطة.

عند استخدام مقاييس الجرعات الإشعاعية واختيارها فان عدد من المواصفات يجب أخذها بعين الاعتبار أهمها الكفاءة الفنية والأداء المناسب والتكلفة وسهولة الحمل (الوزن والحجم) وسهولة التعامل معها وملاءمتها الفيزيائية لظروف العمل والعوامل الطبيعية وسهولة قراءة نتائجها بالإضافة الى قابلية استخدامها في تطبيقات مختلفة بان واحد كقياس جرعة الجسم وجرعة الأطراف وان تكون ذات ثبات واستقرار مناسب طول فترة القياس التراكمي.

الدقة في قياس الجرعات الشخصية:

عند عملية التطبيق العملي لعملية الرصد الشخصي للجرعات الإشعاعية التي يتعرض لها العاملين في الإشعاع باستخدام المقاييس الشخصية يمكن تحقيق قدر مناسب من الدقة في القياس عند الأخذ بالعوامل المؤثرة بعملية القياس مثل درجة الاستجابة للمقياس مع نوع الإشعاع وطاقته والتوزيع الطيفي والاتجاهي للإشعاع بالإضافة للعوامل البيئية المؤثرة. فقد أوردت $ICRP$ في منشورها رقم 75 لسنة 1997 بأنه من الممكن الحصول على درجة من عدم الدقة تصل الى 10% في القياس لمستوى من الثقة يصل الى 95% لكل (2σ) وذلك في الظروف المخبرية الجيدة والمناسبة وذلك عندما يكون اتجاه الإشعاع وطيف الطاقة معلوم جيداً. أما في حالة عدم المعرفة باتجاه الإشعاع والطاقة فان عدم الدقة في القياس يكون اكبر وقد يصل الى معامل يساوي 1.5 من الجرعة ويكون هذا المعامل أكبر في حالة النيترونات والإلكترونات. ولكن بالعموم فان الاختلاف بين مقياسين يتم ارتدائهما بنفس المكان على سطح الجسم يجب أن يزيد عن -33 ولغاية +50% خلال السنة الواحدة.

يتم اعتبار مستوى التسجيل للرصد الشخصي بحيث أن لا يقل عن 1 ملي سيفرت بالسنة أو 10 % من الحد السنوي للجرعة L وما يقل عن هذا المستوى يجب عدم اعتباره ضمن الجرعة الشخصية للعامل وبالتالي فأنه يمكن احتساب قيمة عدم الدقة المطلق في القياس R المقبولة من المعادلة التالية وذلك بأخذ فترة قراءة المقياس بالاعتبار وذلك في حالة الجرعات المنخفضة:

$$R = L \times \frac{Monitoring\ period\ in\ months}{12}$$

فعلى سبيل المثال إذا تمت القراءة شهريا وكانت الجرعة اقل من 1 ملي سيفرت فان عدم الدقة في القياس سيكون 0.08 ملي سيفرت (مستوى التسجيل) لفترة شهر وذلك باعتبار قيمة 1 ملي سيفرت في الحساب أو 0.25 ملي سيفرت لفترة القراءة تبلغ ثلاثة اشهر أما في حالة الجرعة المقاربة للحد السنوي فان معامل 1.5 للتصحيح يمكن اعتباره كحد أعلى لعدم الدقة R_{UL} ويمكن احتسابه من المعادلة التالية:

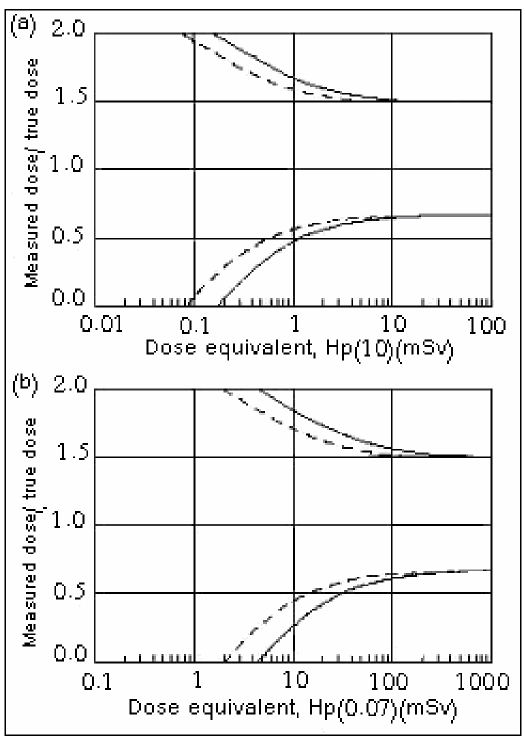
$$R_{UL} = 1.5 \times \left[1 + \frac{H_0}{2H_0 + H_1}\right]$$

حيث H_1 الجرعة الحقيقية و H_0 الجرعة الصغرى التي نحتاج الى قياسها. أما بالنسبة للحد الأدنى من عدم الدقة R_{LL} فأنه يتم احتسابه من المعادلة التالية:

$$R_{LL} = \begin{cases} 0 & for\ H_1 < H_0 \\ \dfrac{1}{1.5} \times \left[1 + \dfrac{2H_0}{H_0 + H_1}, \right. & \left. for\ H_1 \geq H_0 \right] \end{cases}$$

وفي حالة انه تم تمثيل درجة الدقة بالنسبة للقياس بيانياً كما هو موضح بالشكل رقم (3) بين (الجرعة المقاسه/الجرعة الحقيقية) والجرعة فأننا سوف نجد انه يجب تصحيح القراءة بضربها بالمعامل 1.5.

في العمل فان عدم الدقة في القياس ناتج عن عدة عوامل منها العوامل العشوائية والاحتمالية والمرتبطـة عـدم التجانس في حساسية الكاشف وتغير قراءة الكاشف نتيجة للحساسية المحدودة والخلفية الطبيعية للإشعاع وتغير قراءة الكاشف عند الجرعة صفر . وهناك أيضا بعض العوامل المرتبطة بطبيعة نظام القياس والعوامـل الفيزيائيـة مثـل الاعتمادية على طاقة الإشعاع واتجاه الإشعاع وعدم الاستجابة الخطية للكاشف ومقدار الخبو ($fading$) نتيجـة تغير الحرارة والرطوبة والأخطاء في عملية المعايرة وتأثير الضوء وعملية التعامل الفيزيائي مع الكاشف أثناء القـراءة والمعايرة والتعبئة وكذلك التأثير الناتج عن الجرعة من أنواع الإشعاع التي لا يقيسها الكاشف نفسه. ولكن عمليـا فان أهم مصادر الخطأ هو تحديد الاتجاه والطاقة للإشعاع حيث انه يمثل المساهم الأكبر في نسبة الخطأ أما بالنسـبة لباقي العوامل المذكورة سابقا فإنها لا تمثل بمجملها ألا نسبة صغيرة جدا من قيمة الخطأ مقارنة مع نسبة الخطأ الناتجة عن عدم القدرة على تحديد اتجاه وطاقة الإشعاع.



الشكل (3): الحدود المقبولة العليا والدنيا بين الجرعة المقاسه والجرعة الحقيقية مع مقدار الجرعة للجسم والجلد.

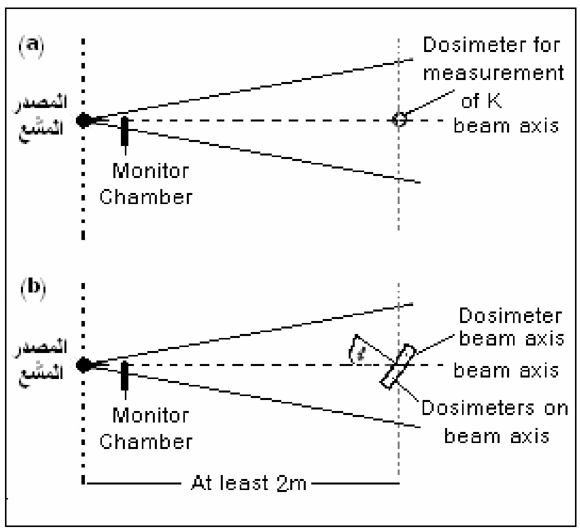
فحوص واختبارات مقاييس الرصد الشخصي:

هناك العديد من الاختبارات والفحوص لمقاييس الرصد الشخصي والمكاني للتأكد من مدى قابليتـها لقيـاس الجرعات الإشعاعية بالمستوى الملائم ومن هذه الفحوص ما هو متعلق بمدى استجابة الكاشف مع طاقة الإشـعاع

وزاوية اتجاه الإشعاع ومنها ما هو متعلق بمدى استقرار الكاشف خلال عملية القياس. فاستجابة الكاشف لطاقـة الإشعاع وزاوية الدخول تعتبر من أهم العوامل التي يجب اختبارها وذلك باختيار المحاكي الوهمي المناسب الذي يمثل جسم الإنسان وذلك لمحاكاة مقدار الإشعاع المرتد والإشعاع الموهن عن وفي الجسم.

في العادة يستخدم محاكي بحجم $(30\times30\times15)cm^3$ والذي يكافئ جسـم الإنسـان وان تـتم هـذه الاختيارات على طيف واسع من طاقات الإشعاع وبزوايا دخول مختلفة لكل من جرعة الجسم وجرعة الجلد كما في عملية المعايرة وباستخدام معاملات التحويل المناسبة *(ICRP-74,ICRU-57)*.

بعد اختيار طاقة الإشعاع حسب ما هو وارد في *ISO* بالنسبة للأشعة السينية والمصادر المشعة المستخدمة في المعايرة ، يتم تحديـد حزمـة الأشـعة كمـا هـو مـبين في الشـكل (4-a) وبوجـود مقيـاس المراقبـة *monitor – chamber* وبوضعية تغطي فيها الحزمة الإشعاعية كل من المحاكي الوهمي والكاشف الإشـعاعي ومقياس المراقبة معا وعلى مسافة 2 متر.



الشكل (4): وضعية الكاشف في عملية الفحص.

ثم بعد ذلك يتم قياس الجرعة (D) بواسطة مقياس المراقبة وبدون وجود المحاكي الوهمي والكاشف يتم قياس مقدار الكيرما $(K_a) - air - Kerma$ وذلك باستخدام مقياس حجرة التأين عن النقطة المرجعية للكاشـف المـراد اختباره والتي يجب أن تكون على بعد 2 متر على الأقل. ثم نقوم بضرب قيمة (K_a) بقيمـة معامل التحويـل (C) والذي يمكن معرفة قيمته من خلال الجدول (1) وذلك لإيجاد قيمة جرعة الجسم $H_p(10,\alpha)$ والجدول رقـم (2) لإيجاد قيمة جرعة الجلد.

حيث أن هذه القيمة تساوي $(K_a \times C)/D$ ومن ثم يتم وضع المحاكي الوهمي والكاشف المراد فحصة أو معايرته بزاوية مقدارها (α) كما هو موضح في الشكل (4-b) ، ومن ثم يتم اختيار الجرعة (H) التي يجب إعطاءهـا للكاشف وذلك بتشعيع الكاشف حتى الجرعة المطلوبة $(H\times D)/(K_a \times C)$ ومن ثم يـتم قـراءة الكاشـف ومقارنتها مع الجرعة الحقيقية (H) لجرعة الجسم $H_p(10,\alpha)$.

الجدول (1): معامل التحويل من K_α الى الجرعة $H_p(10,0^0)$ في محاكي (*ICRU slab*) مع الزاوية.

Energy (MeV)	$H_P(10,0^o)/K_a$ (Sv/Gy)	Ratio $H_P(10,\alpha)/H_P(10,0^o)$ for angles α 0°	15°	30°	45°	60°	75°
0.010	0.009	1.000	0.889	0.556	0.222	0.000	0.000
0.015	0.264	1.000	0.966	0.822	0.576	0.261	0.030
0.020	0.611	1.000	0.982	0.913	0.763	0.520	0.167
0.030	1.112	1.000	0.984	0.950	0.868	0.716	0.411
0.040	1.490	1.000	0.986	0.959	0.894	0.760	0.494
0.050	1.766	1.000	0.988	0.963	0.891	0.779	0.526
0.060	1.892	1.000	0.988	0.969	0.911	0.793	0.561
0.080	1.903	1.000	0.997	0.970	0.919	0.809	0.594
0.100	1.811	1.000	0.992	0.972	0.927	0.834	0.612
0.200	1.492	1.000	0.997	0.991	0.959	0.900	0.724
0.300	1.369	1.000	1.000	0.996	0.984	0.931	0.771
0.400	1.300	1.000	1.004	1.001	0.993	0.955	0.814
0.500	1.256	1.000	1.005	1.002	1.001	0.968	0.846
0.600	1.226	1.000	1.005	1.004	1.003	0.975	0.868
0.800	1.190	1.000	1.001	1.003	1.007	1.987	0.892
1.0	1.167	1.000	1.000	0.996	1.009	0.990	0.910
1.5	1.139	1.000	1.002	1.003	1.006	0.997	0.934
3.0	1.117	1.000	1.005	1.010	0.998	0.998	0.958
6.0	1.109	1.000	1.003	1.003	0.992	0.997	0.995
10.0	1.111	1.000	0.998	0.995	0.989	0.992	0.966

الجدول (2): معامل التحويل من K_α الى الجرعة $H_p(0.07,0^0)$ في محاكي (ICRU slab) مع الزاوية.

(MeV)	$H_P(0.07,0^o)/K_a$ (Sv/Gy)	Ratio $H_P(0.07,\alpha)/H_P(0.07,0^o)$ for angles α 0°	15°	30°	45°	60°	75°
0.005	0.750	1.000	0.991	0.956	0.895	0.769	0.457
0.010	0.947	1.000	0.996	0.994	0.987	0.964	0.904
0.020	1.045	1.000	0.996	0.996	0.987	0.982	0.948
0.030	1.230	1.000	0.990	0.989	0.972	0.946	0.897
0.040	1.444	1.000	0.994	0.990	0.965	0.923	0.857
0.050	1.632	1.000	0.994	0.979	0.954	0.907	0.828
0.060	1.716	1.000	0.995	0.984	0.961	0.913	0.837
0.080	1.732	1.000	0.994	0.991	0.966	0.927	0.855
0.100	1.669	1.000	0.993	0.990	0.973	0.946	0.887
0.150	1.518	1.000	1.001	1.005	0.995	0.977	0.950
0.200	1.432	1.000	1.001	1.001	1.003	0.997	0.981
0.300	1.336	1.000	1.002	1.007	1.010	1.019	1.013
0.400	1.280	1.000	1.002	1.009	1.016	1.032	1.035
0.500	1.244	1.000	1.002	1.008	1.020	1.040	1.054
0.600	1.220	1.000	1.003	1.009	1.019	1.043	1.057
0.800	1.189	1.000	1.001	1.008	1.019	1.043	1.062
1.000	1.173	1.000	1.002	1.005	1.016	1.038	1.060

الفصل الثاني عشر

معايرة أجهزة المراقبة الإشعاعية والرصد الشخصي

تعتبر الوقاية من الإشعاع أثناء الممارسة الإشعاعية من أهم متطلبات السلامة والأمان للممارسة الإشعاعية وتحقيق الفائدة القصوى من استخدام الإشعاع بأقل الأضرار. فالتعرض للإشعاع أثناء الممارسة يترافق مع الممارسة سواء كانت في المجال الطبي أو الصناعي أو البحثي أو مجال إنتاج الطاقة أو خلال الحوادث التي تنتج عن استخدام الإشعاع والمواد المشعة في كافة مجالات الحياة. ونتيجة لهذا التعرض فانه يصبح من الضرورة مراقبة مستويات الإشعاع خلال هذه الممارسات والمراقبة هذه تتم بواسطة استخدام أجهزة ومعدات وكواشف لقياس ومراقبة الإشعاع ولا بد لنا في هذه الحالة التأكد التام من مدى صلاحية وكفاءة هذه الأجهزة عن الاستخدام لهذه الغايات وهذا الأمر يتم من خلال مراقبة أداء هذه الأجهزة والتأكد منها بشكل دائم من خلال برامج دورية للمعايرة والصيانة والإدامة. وبما أن عملية معايرة وإدامة أجهزة المراقبة الإشعاعية من العوامل المهمة والرئيسية في برنامج الوقاية الإشعاعية فلا بد لنا من التطرق لهذا الموضوع حيث أن الغاية الرئيسية من المعايرة هي التأكد من الأجهزة تعمل بالشكل المناسب والصحيح ولإيجاد العلاقة بين المعلومات المعطاة من هذه الأجهزة ضمن الظروف المعيارية التي يمكن التحكم بها والجرعات الإشعاعية ، بالإضافة لتقييم درجة الدقة في هذه الأجهزة ومدى الثقة بها.

المصطلحات الفنية للمعايرة:

للتعرف على طرق وكيفية المعايرة للأجهزة فلا بد لنا من التعرف على بعض المصطلحات والوحدات المستخدمة في المعايرة وهذه المصطلحات تشمل المعدات المرجعية (Reference Instrument) المستخدمة في المعايرة وهي أجهزة ومعدات ثانوية للمعايرة SS معتمدة ومعايرة من قبل مراكز معايرة أولية PS. أما المصدر المرجعي (Reference source) فهو المصدر الإشعاعي عالي الجودة وله حقل إشعاعي محدد يستخدم في عملية القياس لغايات المعايرة، والمرجع الثانوي هو المرجع الذي يتم تحديد قيمته استنادا لمرجع أولي موثق من جهة معتمدة وكمثال على ذلك هو مختبر المعايرة الثانوي (*SSDL*) حيث يعتبر مرجع بالنسبة للطرف الثالث *(Tertiary)* (المستخدم) بينما تكون المرجعية هي مختبر معايرة أولي، أما أدوات القياس فهي المستخدمة في القياس بشكل منفرد أو مرتبط بأدوات أخرى.

من المصطلحات المستخدمة أيضا مصطلح معامل المعايرة *(N-Calibration factor)* والذي يعرف بأنه القيمة الحقيقية للكمية المراد قياسها وهي هنا الجرعة H مقسومة على قراءة الجهاز M أي أن:

$$N = \frac{H}{M}$$

أما بالنسبة للاستجابة Response فهي حاصل قسمة قراءة جهاز القياس على القيمة الحقيقة، والأخيرة تعرف بأنها القيمة التي يمكن استنباطها أما من قبل مرجع أولي أو ثانوي أو قياسها بواسطة أداة قياس مرجعية معايرة

ومعتمدة من قبل مرجعية أولية أو ثانوية ، وقد تكون مقدار التدفق ϕ أو مقدار مكافئ الجرعة H وبالتالي فـان الاستجابة $R_{\phi,H}$ تساوي :

$$R_{\phi} = \frac{M}{\phi} \qquad , R_{H} = \frac{M}{H}$$

مع الملاحظة بان الاستجابة تعتمد بشكل كبير على طاقة الإشعاع وزاوية الدخول لذا فانه يتغير بشكل كبير بنـاء على الطاقة والزاوية، أما زمن الاستجابة يعرف بأنة الفترة الزمنية بين لحظة تعرض الأداة للإشعاع من المصدر ولحظة وصول استجابته الى 90% من قيمة حالة الاستقرار له. والقيمة الحقيقة المقاسه هي القيمة التي يتم تقديرها من قبل مختبر معايرة أولي أو ثانوي أو بواسطة أداة قياس مرجعية وهذه القيمة تمثل افضل تقييم بالنسبة للواقع، أما مصطلح معامل التحويل h_k (قد يستخدم الرمز C أيضا)فهو يعبر إما عـن معامـل تحويـل الكيرمـا K_a الى مكـافئ الجرعة H في حالة الفوتونات كما يلي:

$$h_k = \frac{H}{K_a}$$

أو مقدار التدفق ϕ الى مكافئ الجرعة H في حالة النيترونات كما في المعادلة التالية:

$$h_k = \frac{H}{\phi}$$

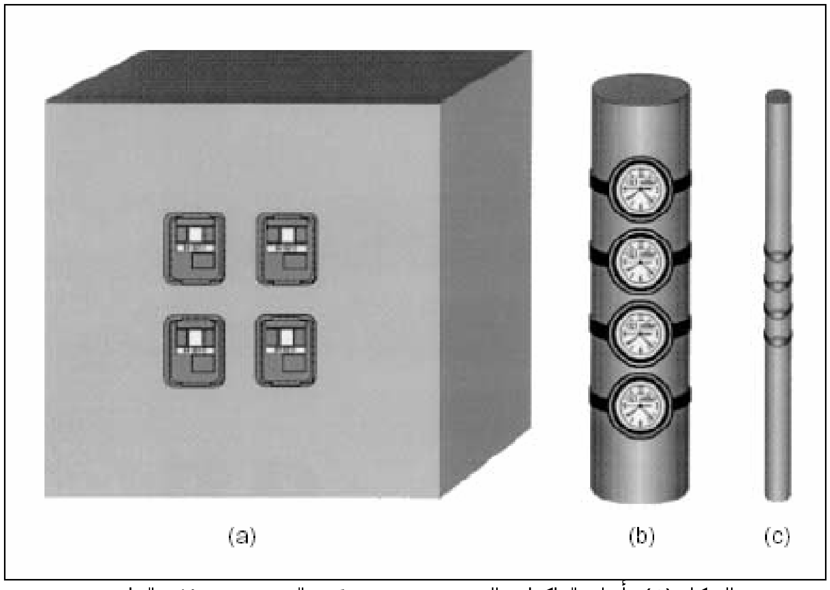
يعرف مصطلح الخطأ الفعلي التقريبي $I(\%)$ بأنة حاصل طرح M من H مقسوما على H معبر عنة بالنسـبة المئوية حسب المعادلة التالية:

$$I(\%) = \frac{H - M}{H} \times 100\%$$

أما في حال تعرض الجهاز للإشعاع بمقدار يزيد معدل الجرعة فيه عن الحد الأقصى لقراءة الجهاز وفي هـذه الحالـة يطلق مصطلح فوق الحمل *Overload* للجهاز.

عند وضع الجهاز في حالة القياس يجب وجود نقطة معينة يتم استخدامها لوضع الجهاز عند مكان الاختبـار وتسمى نقطة القياس المرجعية وهي بالعادة تكون مبينة على الجهاز من قبل مصنع الجهاز أو الأداة ومكان الاختبار يدعى نقطة الاختبار. هذا بالإضافة الى العديد من المصطلحات والتعريفات مثل متوسط الطاقة المعطاة للغاز لكـل زوج أيوني w وقيمة سمك النصف HVL والطاقة الفعالة E_{eff} وغيرها من المصطلحات الفيزيائية التي وردت في هذا الكتاب سابقا.

عند القيام بمعايرة مقاييس الرصد الشخصي فلا بد لنا من التعرف على المحاكي الوهمي الذي يستخدم في هذه العملية والذي هو عبارة عن مادة تكافئ النسيج البشري فيزيائيا حيث يوجد ثلاث أنواع منها تستخدم لغايـات المعايرة وهي محاكي اللوح المائي ISO والذي هو عبارة عن لـوح بلاسـتيكي ملـيء بالمـاء تبلـغ أبعـاده $(15 \times 30 \times 30)$ سم كما هو مبين بالشكل (1-a) والذي يستخدم لقياس جرعة الجسم بحيث انه يمثل الجسـم البشري من حيث السمك والأبعاد، والمحاكي العامودي المائي $ISO - Water\ Pillar$ ويبلغ قطرة 7.3 سـم وطوله 30 سم كما هو مبين بالشكل (1-b) والذي يستخدم لقياس جرعة الأطراف والنوع الثالث هو المحـاكي على شكل قضيب $ISO - PMMA\ rod\ phantom$ حيث يبلغ قطر القضيب 1.9 سم وطوله 30 سم كمـا هو مبين في الشكل (1-c) ويستخدم لقياس جرعة الأصابع.



الشكل (1): أنواع المحاكيات الوهمية *phantoms* المستخدمة في مختبر المعايرة.

لا بد لنا في الإشارة الى بعض التعريفات المتعلقة بأنواع المعايرة حيث توجد معايرة متعلقة بنوع الجهاز قبل الاستخدام ، وتتم في العادة في مختبر المعايرة الثانوي والمعايرة الخاصة وهي المعايرة المتعلقة بنوع الاستخدام تحت ظروف معينة وهذه المعايرة تتم كما النوع الأول، أما النوع الثالث فهو المعايرة الروتينية للأجهزة والمعدات وذلك لإيجاد معاملات المعايرة والتصحيح للأجهزة والمعدات المستخدمة وقد يتم هذا في المختبر أو من قبل المصنع أو في مكان العمل والنوع الأخير من المعايرة هو المعايرة لغايات قبول واستخدام الأجهزة لغايات الوقاية الإشعاعية من قبل السلطات المختصة.

الظروف والشروط المرجعية للمعايرة:

أن عملية المعايرة لا تتم إلا تحت ظروف وضمن شروط مرجعية سواء للإشعاع أو لأجهزة القياس المراد معايرتها ، حيث انه في ظل هذه الظروف يكون هناك قيمة مرجعية ، واستنادا الى هذه القيمة تتم عملية التصحيح على قراءة الجهاز بالاعتماد على القيمة الحقيقة للجرعة الإشعاعية أو تدفق الحقل الإشعاعي ، الذي يتم إيجاده في مختبر مرجعي وباستخدام أداة مرجعية ، وهذه القيمة تأخذ القيمة واحد. فالظروف المرجعية تكون عبارة عن عدد من القيم المحددة للتدفق الإشعاعي بحيث يتم تنفيذ عملية المعايرة في ظل هذه الظروف والتي تقود في النهاية لإيجاد معامل التصحيح. فعند أيجاد هذه القيمة بالنسبة للمقاييس الشخصية فانه من الضروري استخدام المحاكي المناسب في عملية القياس أما في حالة معايرة أجهزة القياس لأغراض الوقاية الإشعاعية الروتينية فان المهم أيجاد قيمة الجرعة التقريبية أو متوسط قيمة الجرعة التي يتلقاها الجسم بشكل عام ومفرد وتقريبي وليس تفصيلي ، وهنا فانه من المناسب استخدام محاكي عام يمثل الجسم بشكل عام وليس كل جزء على حدة ويستخدم لهذه الغاية محاكي كرة ICRU والتي هي عبارة عن كرة قطرها 30سم وكثافتها تبلغ 1 غم/سم3 وتكافئ النسيج البشري ومكونة من الأكسجين بنسبة 76.2% والهيدروجين بنسبة 10.1% والكربون بنسبة 11.1% والنيتروجين بنسبة 2.6% ويدعى هذا المركب ($ICRU - tissue$) وبالنسبة لأجهزة القياس والمراقبة الإشعاعية المستخدمة في المسح المكاني

فان معايرتا تتم في الهواء بدون وجود محاكي. والجدول (1) يبين العوامل الإشعاعية المرجعية والجدول رقـم (2) يبين الظروف والعوامل المرجعية الأخرى غير الإشعاعية والمتعلقة بعملية المعايرة.

الجدول (1) الظروف الإشعاعية المرجعية (سلسلة تقارير الأمان SRS رقم 16).

Influence quantities	Reference conditions	Standard test conditions (unless otherwise indicated)
Photon radiation	$^{137}Cs^{a}$	$^{137}Cs^{a}$
Neutron radiation	$^{241}Am/Be^{a}$	$^{241}Am/Be^{a}$
Beta radiation	$^{90}Sr/^{90}Y^{a}$	$^{90}Sr/^{90}Y^{a}$
Surface contamination		
Beta radiation	^{204}Tl	^{204}Tl
Alpha radiation	^{241}Am	^{241}Am
Phantom (only in the case of personal dosimeters)	30 cm × 30 cm × 15 cm slab of ICRU tissue (for whole body dosimeters)	ISO water slab phantom
	Right circular cylinder of ICRU tissue of 73 mm diameter and 300 mm length (for wrist or ankle dosimeters)	ISO water pillar phantom
	Right circular cylinder of ICRU tissue of 19 mm diameter and 300 mm length (for finger dosimeters)	ISO PMMA rod phantom
Angle of radiation incidence[b]	$\alpha = 0°$	$A = 0° \pm 5°$
Contamination by radioactive elements	Negligible	Negligible
Radiation background	Ambient dose equivalent rate $H^*(10)$ 0.1 $\mu Sv \cdot h^{-1}$ or less if practical	Ambient dose equivalent rate $H^*(10)$ less than 0.25 $\mu Sv \cdot h^{-1}$

الجدول (2): الظروف والشروط المرجعية المختلفة لعملية المعايرة (سلسلة تقارير الأمان SRS رقم 16).

Influence quantities	Reference conditions	Standard test conditions (unless otherwise indicated)
Ambient temperature	20°C	18–22°C[c, a]
Relative humidity	65%	50–75%[c, d]
Atmospheric pressure	101.3 kPa	86–106 kPa[c, d]
Stabilization time	15 min	>15 min
Power supply voltage	Nominal power supply voltage	Nominal power supply voltage ±3%
Frequency[e]	Nominal frequency	Nominal frequency ±1%
AC power supply	Sinusoidal	Sinusoidal with distortion less than 5%[e]
Electromagnetic field of external origin	Negligible	Less than the lowest value that causes interference
Magnetic induction of external origin	Negligible	Less than twice the value of the earth's magnetic field
Assembly controls	Set-up for normal operation	Set-up for normal operation

طرق المعايرة وحساب معامل المعايرة:

في العادة وعند استخدام الأداة المرجعية للقياس لا يشترط فيها ايجاد القرينة للقياس مباشرة مثل الجرعة و إنما تكون وظيفة الأداة المرجعية التعرف وتشخيص الحقل الإشعاعي بقياس عوامل مرتبة بالحقل مثل التدفق الإشعاعي على سبيل المثال للنيترونات و الكيرما في الهواء بالنسبة للفوتونات ومن ثم يتم اشتقاق وإيجاد الجرعة الإشعاعية من هذه القيم التي تم قياسها والتعرف عليها. ومن هنا فأن هناك عدة طرق متبعة في عملية المعايرة كما هو مبين في الشكل (2)، أما في حالة الافتراض بان عوامل الحقل الإشعاعي معروفة عمليا أو نظريا أو حسابيا وليس من الضرورة استخدام الأداة المرجعية للقياس، أما في حالة استخدام الأداة المرجعية R في القياس فان معامل المعايرة N_R يكون في العادة معطى ضمن شهادة المعلومات الخاصة بالأداة ويمكن استخدام هذا المعامل لإيجاد القيمة الحقيقة للجرعة H بواسطة معامل التحويل h والقيمة M_R التي يتم إيجادها بواسطة الأداة وذلك من المعادلة التالية:

$$H = hN_R M_R$$

ومن هنا فلا بد لنا من الأخذ بعين الاعتبار بان الأداة المرجعية ستعطينا نفس القيمة التي يتم قياسها أثناء المعايرة وبالتالي فان قيمة المعامل $h = 1$ والاعتبار الثاني بان الأداة ستعطينا قيمة مختلفة وبالتالي فانه من الضرورة هنا استخدام المعامل المناسب h للتحويل من الكيرما للهواء K_a الى مكافئ الجرعة $H(d)$ من التمثيل البياني كما في الشكل(3) بالنسبة الى الفوتونات أحادية الطاقة.

في عملية المعايرة فانه من المهم جدا أن تكون طريقة تشغيل الأداة المرجعية حسب ما هو وارد في شهادة الأداة وتعليمات التشغيل مثل وضع الصفر وزمن التهيئة وتفقد البطاريات أو مصدر الطاقة ومدى القراءة ومعامل التصحيح للوحة القياس والمعايرة الدورية ضمن الفترة المحددة من قبل السلطة المختصة وان لم توجد تعليمات بهذا الخصوص فان زمن دورية المعايرة يجب أن لا يتجاوز مدة الثلاث سنوات. كما انه يجب إجراء القياس بواسطة الأداة بشكل منتظم إما باستخدام مصدر مشع للفحص ، أو بواسطة المصدر الإشعاعي المستخدم في المعايرة لقياس والتأكد من استقرار قراءة الأداة وهذا الاستقرار يجب أن لا يتجاوز نسبة 2 % عن القيمة المثبتة في الشهادة.

أن طرق المعايرة الأربع المتبعة والموضحة بالشكل (2) تقود الى عملية المعايرة تبعا للمطلوب من المعايرة فالطريقة الأولى والتي تتمثل بأنها مناسبة عندما تكون القيمة الفيزيائية للحقل الإشعاعي مستقرة وثابتة طول مدة المعايرة حيث يتم وضع الأداة المرجعية R والجهاز المراد معايرته I في نقطة الفحص المرجعية على التوالي لإيجاد قيمة مكافئ الجرعة H. وبالتالي فان N_R للأداة المرجعية يمكن إيجاده من المعادلة التالية:

$$N_R = \frac{H}{hM_R}$$

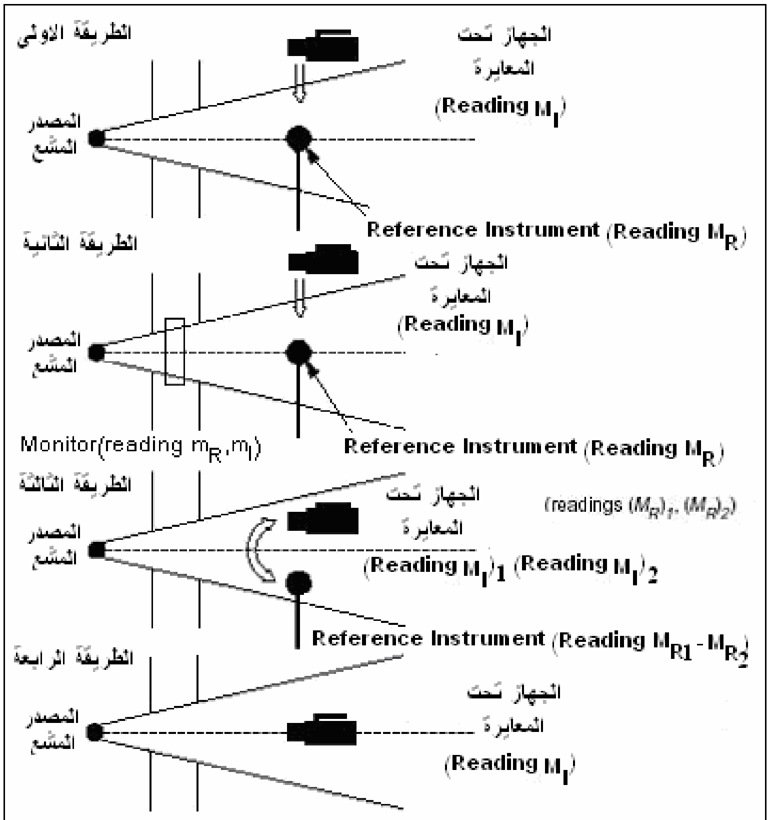
أما بالنسبة لقيمة معامل المعايرة للجهاز N_I للجهاز تحت المعايرة فتكون:

$$N_I = \frac{H}{M_I}$$

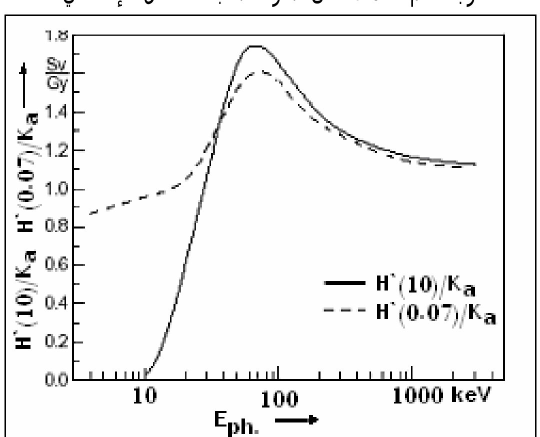
ومن هاتين المعادلتين فان العلاقة ستكون بين الأداة المرجعية والجهاز المراد معايرته حسب المعادلة التالية:

$$N_I = N_R \frac{hM_R}{M_I}$$

حيث أن N_R قراءة الأداة المرجعية و M_I قراءة الجهاز و h معامل التحويل من الكيرمـا الى الجرعـة بالنسـبة للفوتونات.



الشكل (2): طرق المعايرة الأربع المتبعة ،فالطريقة الأولى تتم باستخدام الأداة المرجعية فقط، أما الثانية فتتم باستخدام الأداة المرجعية بالإضافة الى جهاز مراقبة أخر، والطريقة الثالثة تتم بطريقة التشعيع المتزامن أو المتوافق لكل من الأداة والجهاز المراد معايرته، الطريقة الرابعة تتم اعتمادا على المعرفة المسبقة للحقل الإشعاعي.



الشكل (3): منحنى أيجاد معامل التحويل h للفوتونات أحادية الطاقة لمكافئ جرعة الجسم ومكافئ جرعة الجلد.

الطريقة الثانية في المعايرة تتمثل باستخدام الأداة المرجعية وجهاز المعايرة بالإضافة الى استخدام وحدة مراقبة إضافية $M - Monitor$ وذلك لإيجاد قيمة معامل الكيرما وتستخدم هذه الطريقة في حالة المعـايرة باسـتخدام

الأشعة السينية كمصدر للحقل الإشعاعي ، حيث انه بواسطتها يمكن قياس التغيرات للكيرما وتصحيحها، وبهذه الطريقة يتم وضع الأداة المرجعية والجهاز المراد معايرته في نقطة الفحص المرجعية على التوالي. وبذلك فان قيمة معامل المعايرة لوحدة المراقبة N_M يمكن إيجاده من المعادلة التالية من خلال العلاقة مع مكافئ الجرعة H وقراءة وحدة المراقبة m.

$$N_M = \frac{H}{m}$$

العلاقة بين الأداة المرجعية وقراءة وحدة المراقبة ومعاملات المعايرة لهما تكون حسب المعادلة التالية:

$$N_R = \frac{N_M m_R}{hM_R}$$

والعلاقة بين الجهاز ووحدة المراقبة ومعاملات المعايرة لهما ستكون حسب المعادلة التالية:

$$N_I = \frac{N_M m_I}{M_I}$$

وبقسمة هذه المعادلات يمكننا إيجاد العلاقة المباشرة بين الجهاز والأداة وقراءة وحدة المراقبة وذلك من العلاقة التالية:

$$N_I = N_R\left[\frac{hM_R}{m_R}\right]\times\left[\frac{m_I}{M_I}\right]$$

حيث أن m_R و m_I هما قراءة وحدة المراقبة عندما يتم تشعيع الأداة المرجعية وقراءة وحدة المراقبة عندما يتم تشعيع الجهاز على التوالي.

في بعض الحالات تتم المعايرة بطريقة التزامن في تعريض الأداة المرجعية وبنفس الوقت الجهاز المراد معايرته بوضع كلاهما في وضع متماثل على محور الحقل الإشعاعي وعلى مسافة متساوية وهذه هي الطريقة الثالثة في المعايرة وهذه الطريقة لا تحتاج الى وجود محاكي وهمي في حالة معايرة مقاييس تحتاج الى هذا المحاكي وتستخدم هذه الطريقة في حالة استخدام الإشعاع المرجعي من المسارعات أو في حالة استخدام الإشعاع غير المسدد أو المتوازي (uncollimated) . وفي هذه الحالة تكون قيمة N_R و N_I كما يلي:

$$N_R = \left[\frac{H}{hM_R}\right]_1 \quad ; \quad N_I = \left[\frac{H}{M_I}\right]_2$$

ثم بعد ذلك يتم تبديل كل من موقع الأداة المرجعية والجهاز كلا مكان الأخر ويتم إعادة القياس مرة أخرى بحيث تصبح المعادلات أعلاه بالوضع التالي:

$$N_R = \left[\frac{H}{hM_R}\right]_2 \quad ; \quad N_I = \left[\frac{H}{M_I}\right]_1$$

وباختزال قيمة H_1 و H_2 من هذه المعادلات نحصل على:

$$\frac{N_I}{N_R} = \left[\frac{hM_R}{M_I}\right]_1 \quad ; \quad \frac{N_I}{\mathrm{N_R}} = \left[\frac{hM_R}{M_I}\right]_2$$

وبضرب هاتين المعادلتين نحصل على العلاقة التالية بين معاملي الأداة والجهاز:

$$N_I = N_R\sqrt{\left[\frac{hM_R}{M_I}\right]_1 \times \sqrt{\left[\frac{hM_R}{M_I}\right]_2}}$$

الطريقة الرابعة والأخيرة لعملية المعايرة والتي تتم بالاعتماد على المعرفة المسبقة للحقل الإشعاعي فأنـها تـتم مباشرة بوضع الجهاز في نقطة الفحص والمعروف عندها مقدار الحقل الإشعاعي ، وبالتالي معرفة قيمة مكافئ الجرعة الحقيقي عند هذه النقطة وبالتالي فان معامل المعايرة للأداة يمكن إيجاده من العلاقة التالية:

$$N_I = \frac{H}{M_I}$$

من الجدير بذكره هنا ضرورة أجراء المعايرة بهذه الطرق لمعالجة مقدار استجابة الجهاز وعلاقته مع طاقة الإشـعاع وزاوية الدخول للإشعاع.

خلال عملية المعايرة يجب الأخذ بعين الاعتبار عدد من العوامل الأخرى والتي تؤثر في هذه العملية ومنـها المسافة بين المصدر والجهاز والتي يجب أن تأخذ من المصدر الى نقطة القياس المبينة على الجهاز. أما فيمـا يتعلـق بالمصدر المشع فانه من الضروري اختيار المصدر بأقل قيمة للأشعة المتشتتة والمرتدة كما يجب عمل التصحيح لمقدار الانحلال الإشعاعي للمادة المشعة من خلال عمر النصف الإشعاعي للمادة المشعة. الخلفية الإشعاعية الطبيعية قد تؤثر على العملية لذا فانه من الضرورة تدوينها بعدم وجود المصدر المشع وإجراء التصحيح اللازم للقياس إذا اسـتدعى الأمر ذلك، كما انه يجب عمل كافي من القراءات وذلك لتقليل مقدار الخطأ الإحصائي في العملية وفحص الخطيـة للقراءات هذا بالإضافة الى التأكد من عدم وصول الجهاز لحالة تجاوز الحمل *overload* وكذلك إجراء التصحيح اللازم عندما يحتوي المصدر المشع على اكثر من نوع من الإشعاع ومثال على ذلك وجود نيترونات مـع حقـل الإشعاع الجامي.

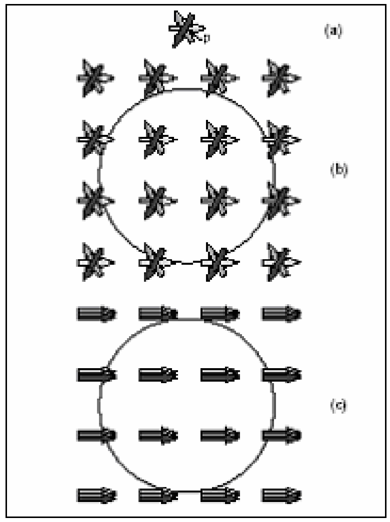
معايرة أجهزة قياس الإشعاع الفوتوني:

عند معايرة أجهزة قياس أشعة جاما والأشعة السينية يجب أن يكون من خلال قيمة الكيرما في الهواء بالنسبة للحقل الإشعاعي المرجعي. فأجهزة الوقاية الإشعاعية يجب أن تتم معايرتها بتعبير مكافئ الجرعة بينما أجهزة قيـاس جرعة المكان وقياس معدل الجرعة المكاني يجب معايرتها بتعبير الجرعة المحيطة $H^*(10)$ أو الجرعة الموجهة وتقـاس بوحدة السيفرت (الشكل4) بدون وجود أي محاكي وفي الهواء أما المقاييس الشخصية سواء لقياس الجرعة أو معدل الجرعة الشخصية فيجب معايرتها بوجود المحاكي المناسب وهذا لتمثيل مقدار الإشعاع المرتد والمتشتت من الجسم. وبالعادة على الطاقات المنخفضة للفوتونات لغاية $250 keV$ لا توجد حاجة لإضافة أي سمـك ، أمـا لغايـة $0.662 MeV$ يجب إضافة سمك مقداره 1.5 ملم من مادة $PMMA$ ولغاية $1.33 MeV$ يجب إضافة 4 ملـم من هذه المادة وتوضع أمام الكاشف وذلك لتوفير مجال لعملية البناء وتوفير الاتزان الإلكتروني.

عند استخدام الأداة المرجعية والتي يجب ان تعاير على كافة الطاقات المرجعية (حسب ما هو وارد في ISO) بالنسبة للأشعة السينية وأشعة جاما والتي تكون في العادة عبارة عن مقياس حجرة التأين وقد يستخدم الكاشـف الوميضي في حالة الطاقات المنخفضة. عند المعايرة يجب أن يتم التصحيح بالنسبة للعوامل المختلفة مثل الضغط k_{pr} والحرارة k_T وحجم الكاشف k_c والأشعة المتشتتة k_s والمسافة k_r وذلك من خلال المعادلة التالية:

$$H = hN_R(\overline{M}_{RI} - \overline{M}_{R0})k_{pr}k_T k_c k_s k_r$$

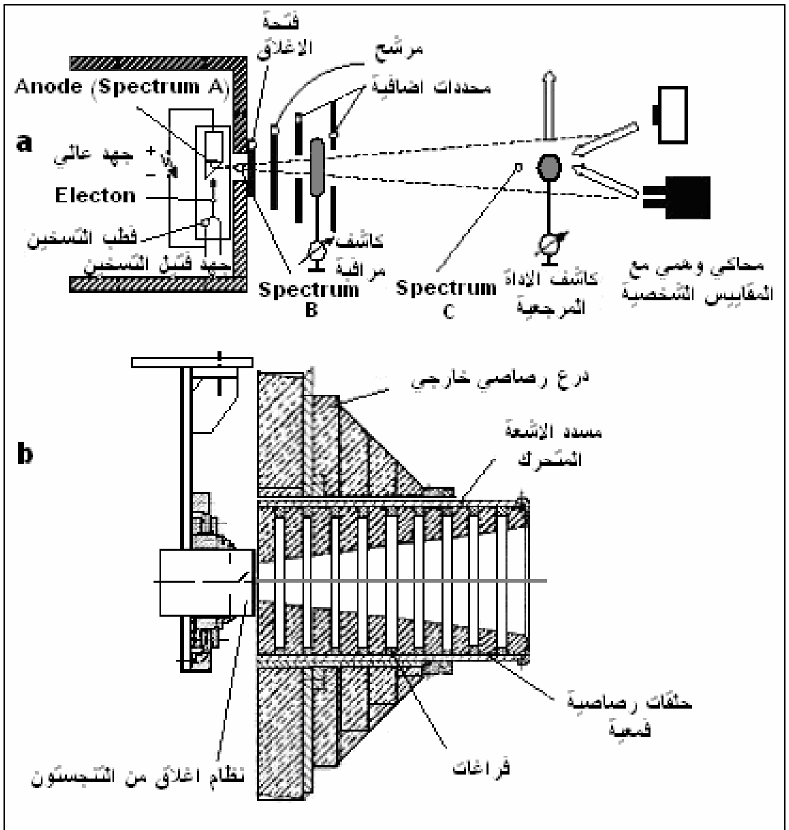
حيث أن $\overline{M}_{RI}$ هي متوسط قراءة الأداة خلال فترة المعايرة و $\overline{M}_{R0}$ متوسط قراءة الأداة بدون وجود مصـدر مشع (الخلفية الإشعاعية الطبيعية).



الشكل(4): الجرعة المحيطة عند نقطة معينة P هي الجرعة التي تنتج عن امتداد وتوسع الحقل الإشعاعي المتـوازي في محـاكي كـرة ICRU عند عمق d على نصف القطر المقابل لاتجاه حقل الأشعة المتوازي، a تمثل الحقل الإشعاعي الحقيقي، فعند النقطة P الحقـل الإشعاعي بكافة الاتجاهات ممثل بالأسهم الثلاث المختلفة و b تمثل الحقل الإشعاعي الممتد والمتوسع من النقطة P بينما c تمثل الحقـل الإشعاعي الممتد والمتوازي والعائد للنقطة P والدوائر تمثل مجال الامتداد والتوسع.

عند المعايرة بالأشعة السينية فانه من الضروري استخدام وحدة المراقبة وذلك للسماح بقياس الـتغيرات في تدفق حقل الأشعة نتيجة للتغيرات المرتبطة بمصدر الطاقة من تيار وجهد ، وهذه التغيرات يجب أن لا تزيـد عـن 10%، ويفضل استخدام حجرة مراقبة غير مغلقة للقياس بكفاءة تصل الى 99% توضـع كمـا هـو مـبين في الشكل(5-a) بعد المرشح. أما بالنسبة لمحدد حقل الأشعة فيجب دائما فحص التطابق فيه باستخدام أفلام الأشـعة مع ضرورة أن يكون هناك تماثل على طول المحور الموازي المتعامد مع محور القياس في الأصل سواء لمصدر الأشـعة السينية أو أشعة جاما وهذا الفحص يتم من خلال القياس على طول المحور الموازي المقابل لحقل الأشعة. كما انـه يجب استخدام المرشحات من الألمنيوم أو النحاس حسب طاقة الأنبوب والأخذ بعين الاعتبار بان المرشح الأصـلي الموجود مع أنبوب الأشعة يجب اعتباره في الطاقة المنخفضة.

في حال المعايرة باستخدام مصدر مشع لمادة مشعة فأنة من الضروري اخذ عدد من القياسات للتأكد مـن ثبات الانحراف المعياري لهذه القياسات. أما بالنسبة لمقدار الكيرما في الهواء فمن الضروري إيجادها على أبعاد مختلفة باستخدام مصدر مشع مرجعي أو حتى اكثر من مصدر وباستخدام الأداة المرجعية وباسـتخدام نظـام التسـديد (Collimator) للحقل الإشعاعي المستقر والمناسب كما هو مبين في الشكل (5-b). أمـا بالنسـبة للـدرع الإشعاعي حول المصدر المشع ومجموعة التشعيع يجب أن تكون لها القابلية لتوهين الإشعاع الى حوالي 1000 مرة من قيمتها بدون الدرع وهذا يتطلب وجود درع من الرصاص بسمك 12.5سم من الرصاص كحد أدنى لمصـدر الكوبالت 60 و 6.5 سم من الرصاص كحد أدنى لمصدر السيزيوم 137 وقد يستخدم تدريع إضافي لهذه المصادر لتوهين الجرعة للحدود المسموح بها بالنسبة للعاملين.



الشكل(5): a) مصدر الأشعة السينية، b) مصدر أشعة جاما المستخدمين في عملية المعايرة.

معايرة أجهزة قياس جسيمات بيتا:

عند معايرة الأجهزة لقياس الجرعات الناتجة عن جسيمات بيتا ، يتم بالعادة استخدام الكميات التاليـة في المعايرة: معدل الجرعة الممتصة سطحيا وذلك على عمق معين في لوح المحاكي ومعدل الجرعة الممتصة في الهواء بدون استخدام محاكي حيث أن قيمة معدل مكافئ الجرعة $\dot{H}(0.07)$ يتم إيجادها من قيمة معـدل الجرعـة الممتصـة $\dot{D}_t(0.07)$ حيث:

$$\dot{H}(0.07) = \dot{D}_t(0.07)$$

في حال اجراء عملية المعايرة في الهواء وقياس $\dot{D}_a(0.07)$ يتم إدخال معامل التشتت الخلفي B في المعادلة وذلك لتصحيح القراءات بسبب عدم وجود محاكي كما يلي:

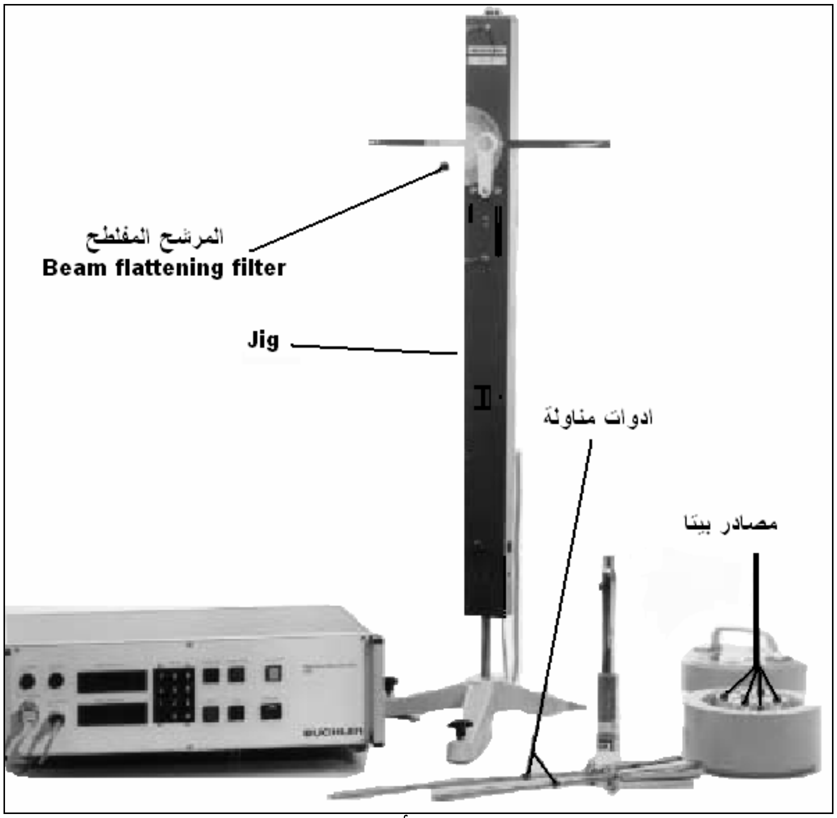
$$\dot{H}(0.07) = \dot{D}_a \times T(0.07) \times B \times S_{t,a}$$

حيث $T(0.07)$ معامل الانتقال والذي يعرف بأنة قيمة معدل الجرعة على عمق 0.07 ملم في النسيج مقسوما على معدل الجرعة على السطح $S_{t,a}$ نسبة معامل قدرة التوقف في النسيج والهواء.

في العادة يتم استخدام حجرة التأين الاستقرائية وقارئ حساس للتيار وباستخدام مجموعة من مصادر بيتـا كما هو مبين في الجدول (3)، ويكون من الممكن معايرة TLD بواسطة هذه المصادر واستخدام هذه المقـاييس المعايرة في معايرة مصادر غير معلومة ويجب أن يكون سمك هذه المقاييس صغير مقارنة مع مدى جسيمات بيتا الذي يعتمد على طاقة الجسيم، ولكن في حال استخدام مصدر بطاقة قليلة فان وجود الهواء بين المصدر والمقياس سـيؤثر بشكل ملحوظ على المعايرة. وكمثال على عملية المعايرة وطريقة وضع هذه التجهيزات موضح في الشكل (6).

الجدول (3): مصادر بيتا المستخدمة لغايات المعايرة.

Radionuclide	Max. energy (keV)	source encapsulation ($mg \cdot cm^{-2}$)	Calib.dis (cm)	S.to fil.dist. (cm)	Filter material and dimensions	$H'(0.07)/A$ ($pSv \cdot h^{-1} \cdot Bq^{-1}$)
^{147}Pm	225	5 (silver)	20	10	One disc of polyethylene radius 5 cm, 14 $mg \cdot cm^{-2}$ hole radius 0.975 cm	6
^{204}Tl	763	20 (silver)	30	10	Two concentric discs, one disc of polyethylene of 4 cm 7 $mg \cdot cm^{-2}$, one disc 2.75 cm, 25 $mg \cdot cm^{-2}$	68
$^{90}Sr + ^{90}Y$	2274	50 (silver) or 50 (silver) plus 80 (steel)	30	10	Three concentric discs of polyethylene each 25 $mg \cdot cm^{-2}$, radii 2, 3 and 5 cm	65 40

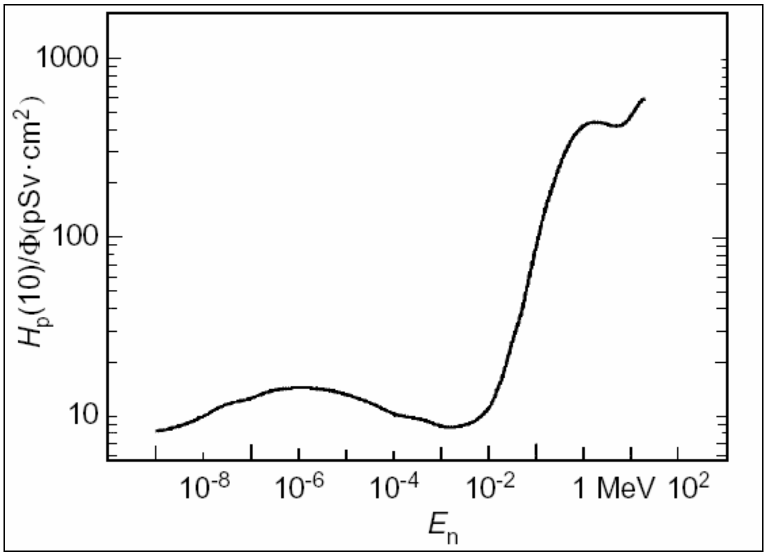


الشكل (6): وضعية المعايرة لأجهزة قياس جسيمات بيتا.

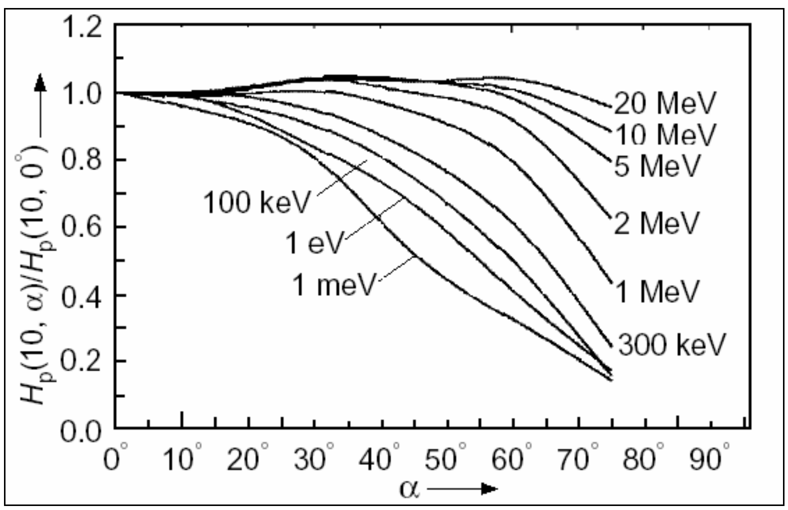
معايرة أجهزة قياس النيترونات:

عند القيام بمعايرة أجهزة قياس النيترونات فان مصطلح التدفق يتم استعماله بدلا من الكيرما، وذلك لمعـايرة الحقل الإشعاعي أو الأداة المرجعية وباستخدام معامل التحويل من التدفق ϕ الى الجرعة على عمق 10ملم وذلـك بوجود المحاكي لمعايرة مقاييس الرصد الشخصي أما في حالة قياس معدل الجرعة المكاني فان ذلك يـتم في الهـواء وبدون استخدام محاكي. ويتم وضع مقياس الجرعة على مسافة 75 سم من مركز المصدر المشع وفي بعض الحالات يمكن أن تصل هذه المسافة 50 سم لتقليل من تأثير النيترونات المتشتتة من الغرفة. وقد يستخدم قـانون التربيـع العكسي لعملية التصحيح عندما لا يتم وضع المقياس في مركز المحاكي ولكن يجب أن لا يكون أي جزء من المقاييس في مسافة اقل من 10 سم.

معامل التحويل $H_p(10)/\phi$ للنيترونات أحادية الطاقة وزاوية دخول تساوي صفر يمكن إيجادها بيانيا من المنحني المبين في الشكل (7) والتغير فيه مع زوايا دخول متنوعة من خلال المنحنيات المبينة بالشكل(8).



الشكل (7): معامل التحويل بين الجرعة ومقدار التدفق عند زاوية دخول تساوي صفر.



الشكل (8):التغير في معامل التحويل بين الجرعة ومقدار التدفق عند زوايا دخول مختلفة.

تعتبر كل مقاييس وأجهزة قياس النيترونات معتمدة بشكل كبير على طاقة النيترون وهذا الأمر استدعى تطوير طرق المعايرة من خلال خصائص الطيف النيتروني وذلك باستخدام مصدر ^{252}Cf مع مهدئ D_2O وذلك لمعايرة أجهزة القياس في المفاعلات النووية أو من خلال المصادر النيترونية موحدة الخواص *Isotopic Source* سواء كانت عفوية الانشطار مثل ^{252}Cf أو من خلال التفاعل النووي مع جسيمات ألفا (α, n) مثل $^{241}Am-Be$ و $^{239}Pu-Be$ والموضحة بالجدول (4) والتي توفر حقل نيتروني ملائم للمعايرة. ومن حسنات استخدام هذه المصادر هو صغر حجم المصدر وسهولة التعامل معه وثبات شدة المصدر ويكون توزيع الطيف متنوع ويكون مفيد في تمثيل الطيف الحقيقي. ويمكن إيجاد مقدار معدل التدفق النيتروني متوحد الخواص B_Ω من خلال عدد النيترونات في وحدة الزمن dB ومن الزاوية المجسمة $d\Omega$ من المعادلة التالية:

$$B_{\Omega} = \frac{dB}{d\Omega}$$

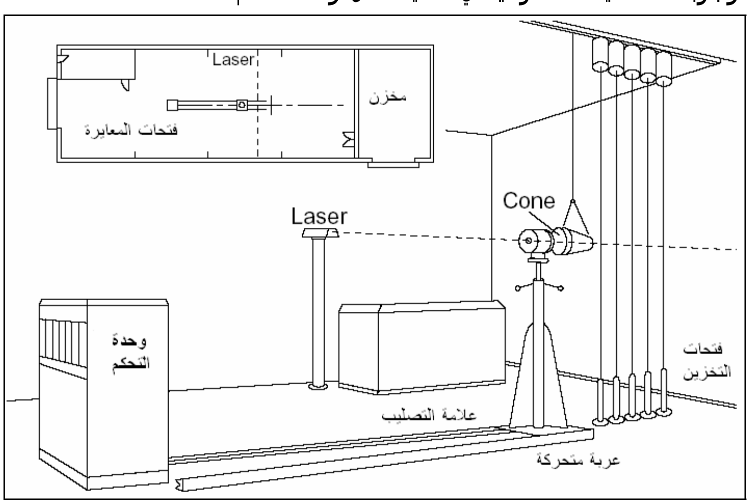
وتكون شدة المصدر و ثابت معدل مكافئ جرعة النيترونات والفوتونات معتمده على طبيعة بنية المصـدر، وهـذا الثابت يكون متنوع وذلك بسب التشتت والامتصاص للنيترونات وأشعة جاما في المصدر نفسه او الدرع.

الجدول (4): مواصفات المصادر النيترونية المستخدمة للمعايرة ومعامل التحويل بين الجرعة والتدفق.

Source[a]	Half-life (d)	Energy[b] (MeV)	Neutron yield ($s^{-1}\cdot MBq^{-1}$)	Neutron dose equivalent rate constant ($Sv\cdot h^{-1}\cdot m^2\cdot MBq^{-1}$)	Photon dose equivalent rate constant ($Sv\cdot h^{-1}\cdot m^2\cdot MBq^{-1}$)
$^{252}Cf + D_2O$	968	0.54	2×10^{12} [c,d]	5.2[e]	0.9 Moderator (diameter 30 cm)
^{252}Cf	968	2.4	2.3×10^{12} [c]	22[e]	1.1
^{241}Am–B (γ, n)	157, 788	2.8	16	1.8×10^{-10}	7×10^{-10}
^{241}Am–Be (γ, n)	157, 788	4.4	66	7×10^{-10}	7×10^{-10}

Radionuclide source	Conversion coefficient	
	$H^*(10)/\Phi$ ($pSv\cdot cm^{-2}$)	Slab phantom $H_p(10)/\Phi$ ($pSv\cdot cm^{-2}$)
^{252}Cf + 15 cm D_2O moderator	105	110
^{252}Cf	385	400
^{241}Am–B (γ,n)	408	426
^{241}Am–Be (γ,n)	391	411

يتم وضع المصدر والكاشف والمحاكي كما في الشكل(9) على سطح قليل التشتت وعلى ارتفاع 2م عـن السطح وسطح مفتوح أو عالي جدا للحد من التشتت. ويجب المحافظة على ثبات الكاشف والمصدر وان تتم المراقبة من خلال دائرة تلفزيونية لغايات الوقاية بالإضافة ، وللمحافظة على المصدر يتم تخزينه في حفرة أرضية في المختبر ، هذا بالإضافة الى وجوباتخاذ احتياطات الوقاية في عملية النقل والاستخدام.



الشكل (9): مختبر المعايرة للنيترونات.

الفصل الرابع عشر

التأثيرات البيولوجية للإشعاع

لقد عرف الإنسان التأثير الضار للإشعاع منذ بداية اكتشافه وقبل أن يتعرف على طرق الوقاية منة ، ومن هذه التأثيرات ملاحظة سقوط الشعر واحمرار الجلد نتيجة التعرض للأشعة السينية وإصابة مكتشف هذه الأشعة بسرطان الجلد ، بالإضافة الى ارتفاع نسبة الإصابة بسرطان الرئة لدى عمال مناجم اليورانيوم نتيجة استنشاقهم لغاز الرادون وغيرها من الحالات التي تم رصدها لدى العاملين في مجال الإشعاع ونتيجة للحوادث والتفجيرات النووية والأضرار التي نتجت عنها.

يعتمد التأثير البيولوجي للإشعاع على عدة عوامل منها نوع الإشعاع وطريقة التعرض له سواء كان خارجي أو داخلي ، وحساسية العضو المتعرض للإشعاع وقابليته لتخزين المواد المشعة في حالة التعرض الداخلي. ويكون تأثير الإشعاع على خلايا الجسم بطريقتين ، طريقة مباشرة وطريقة غير مباشرة ، ففي الطريقة المباشرة يتم تكسير الروابط بين الذرات المكونة لجزيئات المادة الحية نتيجة التأين وبالأخص نواة الخلية مسببا موتها أو تغير جيني بها أما التأثير غير المباشرة فينتج عن تحلل الماء الذي يشكل ما نسبته 70-85 % من الجسم الحي وهذا بدورة ينتج مواد كيمائية سامة تؤثر على الخلية وعلى الخلايا المجاورة.

التأثير المباشر للإشعاع:

التأثير المباشر للإشعاع يحدث نتيجة تأين أو إثارة ذرات المادة المكونة للخلية الحية والذي يمكن أن يحدث في مكان ما من الجسم المتعرض للإشعاع ، ويكون الجزء المتضرر من الإشعاع هو نواة الخلية او المادة الوراثية فيها نتيجة تكسير الروابط بين جزيئات المادة ، مؤديا لموت الخلية أو التغير في الشفرة الوراثية ، مما ينتج عنة تشكل طفرة قد تكون سرطانية في الخلية ، أو حدوث تشوهات في الخلية أو فقدان المادة الوراثية قدرتها على نقل المعلومات الوراثية للخلايا الجديدة. فعند حدوث هذه الطفرات فمن الممكن أن تكون في الخلايا الجينيه مسببة في انتقال هذه الطفرة الى الجيل القادم أو في الخلايا الجسدية مسببة انتقال هذه الطفرة الى الخلية المتولدة. ومن هنا فان التأثير البيولوجي المباشر للإشعاع يتمثل بالأغلب في تكون هذه الطفرات وانتقالها أو تطورها الى طفرات أخرى. وهذه التأثيرات تشمل الجرعات الصغيرة التي يتعرض لها الإنسان بشكل مستمر ، حيث يكون من الممكن أن تحدث هذا التأثير وبالتالي وجود تأثير تراكمي للإشعاع وبشكل احتمالي في الجرعات الإشعاعية لغاية 250 ملي جري. وبعد هذه الجرعة يبدأ هذا التأثير بالزيادة متناسبا مع مقدار الجرعة ، ولهذا فانه لا توجد قيم تجربيه يمكن أن يعول عليها في نطاق الجرعة من 0-250 ملي جري[16] ، ولكن هناك العديد من الدراسات التي أكدت حدوث هذه التغيرات عند الجرعات العالية للإشعاع نتيجة احتمالية التأثير الثنائي للإشعاع الذي يحدث عندما يكون مقدار وطاقة الإشعاع كافيين لأحداث كسر ثنائي في الرابطة الجزئية التي تربط ماده الحمض النووي الحامل للشفرة الوراثية (أي في موقعين مختلفين في السلسلة الوراثية) وهو ما يعرف ب (Theory of Dual Radiation Action) بين الذرات المكونة للمادة الوراثية (DNA) مما يفقد الخلية قدرتها على إعادة إصلاح نفسها وعملية الإصلاح تكون

أسهل عندما يكون الكسر في الرابطة من موقع واحد ، وبالتالي فان عدد الخلايا المتضررة في هذه الحالة يتناسب مع مربع الجرعة. وعندما يكون مقدار الإشعاع وتأثيره الخطي كبير بحسب معامل النوعية للإشعاع تكون الاحتمالية لحدوث هذا التأثير المزدوج في موقعين متقاربين في السلسلة الوراثية اكبر مسببا بذلك تدمير لنواة الخلية نتيجة فقدان الخلية قدرتها على إعادة إصلاح نفسها ، وفي المقابل فان احتمالية أن تقوم الخلية بإصلاح نفسها ستكون اكبر عندما يكون الكسر في الرابطة أحادي ، ويتم في العادة تقدير مقدار هذا الضرر الناتج عن أي نوع من الإشعاع نسبة الى مقدار ونوع معياري من الأشعة وبالغالب تكون أشعة اكس أو أشعة جاما.

التأثير غير المباشر:

من المعلوم بان معظم الجسم الحي مكون من الماء ، وبالتالي فان معظم التأثيرات المباشرة للإشعاع ستحدث في جزيئات الماء مسببة تفككها منتجة بذلك جذور حرة لها القابلية العالية على التفاعل مكونة بذلك مركبات سامة تؤثر على الخلايا من خلال هذه السمية ، فعند تعرض الماء الى الإشعاع فان جزيئي الماء سيتحلل حسب المعادلة التالية:

$$H_2O \rightarrow H_2O^+ + e^-$$

ومن ثم فان الأيون الموجب للماء سيتحلل فوراً كما يلي:

$$H_2O^+ \rightarrow H^+ + OH$$

وبالمقابل فان الإلكترون الحر سيتم أخذه من قبل جزيئي ماء غير متحلل لينحل مباشرة ، حسب المعادلات التالية:

$$H_2O + e^- \rightarrow H_2O^-$$

$$H_2O^- \rightarrow H + OH^-$$

والزمن اللازم لحدوث هذه التفاعلات يبدأ بالمرحلة الفيزيائية وهي مرحلة التأين والإثارة، وزمن هذه المرحلة يبلغ 10^{-14} ثانية ومن ثم المرحلة قبل الكيميائية والتي يبلغ زمنها 10^{-11} ثانية ، يتم خلالها التحلل ، ومن ثم تأتي المرحلة الكيميائية التي يتم فيها تفاعل الجذور الحرة مع بعضها أو مع جزيئات أخرى في حال انتشارها في زمن يتراوح ما بين $10^{-6} - 10^{-11}$ ثانية حسب المعادلات التالية:

$$OH + OH \rightarrow H_2O_2$$

$$H + O_2 \rightarrow H_2O$$

أما بالنسبة للإلكترونات التي تكون في حاله اقل بقليل من حالة التهيج $sub-excitation$ والتي تكون قد تشكلت خلال المرحلة الفيزيائية تواصل عملية نقل الطاقة الى الماء المحيط بحركة دورانيه ، لتصبح حرارية بعد فقدها للطاقة وتعمل على تشكل مجموعة من جزيئات الماء حولها ، حيث يتجمع حول كل الإلكترون من ست الى ثماني جزيئات من الماء بحيث يكون اتجاه ذرات الأوكسجين للخارج بسب أن جزيئي الماء بالأصل يملك مقدار زائد من الشحنة الموجبة عن ذرتي الهيدروجين ، وزيادة قليلة في الشحنة السالبة عند ذرة الأوكسجين (قطبية جزئي الماء) وبالتالي فان الإلكترون يشكل جذر حر نقي غير مرتبط ويدعي بالإلكترون المائي كما هو مبين في المعادلة التالية (141):

$$e^-_{sub} \rightarrow nH_2O \rightarrow e^-_{aq}$$

وفي حالة وجود إشعاع ذو قدرة تأين عالية مثل جسيمات ألفا فان معظم الجذور الحرة من OH ستتكون بالقرب من بعضها مما يزيد من قابلية تفاعلها مع بعضها قبل تفاعلها مع H مكونة بذلك مركب بيرو كسيد الهيدروجين

H_2O_2 الذي يكون مستقرا مع زمن كافي لانتشاره بعيدا عن منطقة التفاعل عالية التركيز الى المناطق الأقل تركيزاً ، وهذا المركب ذو قدرة عالية على التأكسد الذي يؤثر بطريقة غير مباشرة على الخلايا أما في حالة وجود O_2 فأنة سيتفاعل مع الجذر الحر H مكون بيرو كسيد الماء الحر مما يزيد من كمية الإشعاع.

أن عملية انتشار هذه الجذور الحرة والمركبات تتم في كافة الاتجاهات وبشكل عشوائي لمسافة مقدارها x مقترنة خلال الزمن t وبالتالي فان مقدار ثابت الانتشار D يساوي:

$$D = \frac{x^2}{6t}$$

فعلى سبيل المثال فأنة بعد زمن يساوي 10^{-12} ثانية فان المسافة التي تقطعها هذه الجذور الحرة تبلغ حوالي 1.1 انجستروم وبالمقابل فان قطر جزئي الماء يساوي 2.9 انجستروم ، ومن هنا نرى بان هذا يثبت بان الزمن 10^{-11} هو الزمن المناسب لبدء المرحلة الكيميائية و اقل من هذا الزمن ستبقى هذه الجذور الحرة في نطاق جزئي الماء ، وإذا بقي في مجال الجزئي ، فان احتمالية العودة الى وضعة السابق كبيرة ولكن بعد ابتعاده عن مجال الجزئ ، تكون احتمالية حدوث إحدى تفاعلات المرحلة الكيمائية اكبر. وبذلك فان مسار الجسيمات المشحونة في الماء الذي يمثل النسيج الحي يكون فقدان طاقة الجسيم فيه على طول هذا المسار نتيجة عمليات التأين و إنتاج الإلكترونات الثانوية. وهذه الإلكترونات بدورها ستقوم بتأين ذرات أخري وإنتاج الإلكترونات ثانوية جديدة و هلما جرا ، ولغاية الفقدان الكامل للطاقة التي يحملها الجسيم الرئيس والطاقة التي اكتسبتها النواتج الثانوية والتي ستؤدي الى إنتاج مجموعات من الجذور الحرة بعد زمن معين يلي الزمن اللازم للتفاعل الأصلي وبشكل منتشر عشوائي على طول المسار.

التأثيرات البيولوجية للإشعاع:

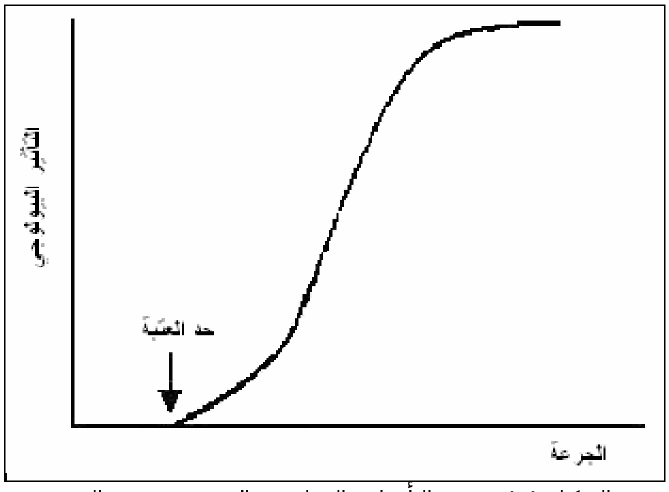
أن التأثيرات البيولوجية للإشعاع تنتج عن التأثير المباشر والتأثير غير المباشر للإشعاع معتمدا على مقدار الجرعة وعلى نوع الإشعاع. ويمكن لهذه الآثار البيولوجية أن تختلف عن بعضها البعض، فمنها ما يظهر مباشرة وبسرعة ويدعى في هذه الحالة التأثير الحتمي للإشعاع Deterministic – Effects ويكون له حد عتبة معين والبعض الأخر قد يظهر بعد سنوات طويلة من التعرض للإشعاع وبشكل احتمالي أو غير حتمي *stochastic* .

ومن هنا فأنة يمكن اعتبار نوعين رئيسيين من التعرض الإشعاعي ، الأول التعرض لجرعة عالية من الإشعاع في زمن قصير بشكل عرضي ويدعي هذا النوع بالتعرض الحاد وهذا النوع من التعرض تظهر فيه التأثيرات البيولوجية مباشرة أو خلال فترة قصيرة من الزمن بعد التعرض وبعد التعرض لمقدار معين من الإشعاع كما هو موضح بالشكل (1). والنوع الأخر من التعرض هو التعرض لجرعة قليلة من الإشعاع وعلى مدى طويل وهذا يدعي بالتعرض المستمر أو التعرض المزمن وفي هذه الحالة قد لا تظهر فيه التأثيرات البيولوجية مباشرة وقد تستغرق سنوات عدة بعد التعرض أو تظهر في الأجيال التالية وقد يكون ظهوره بشكل احتمالي وتزداد احتمالية الظهور مع الجرعة كما هو موضح بالشكل (2).

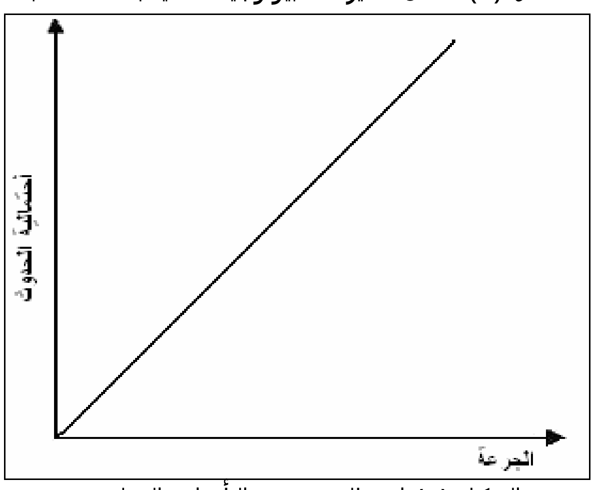
التأثيرات الحادة والمزمنة:

عند تعرض الإنسان لجرعة عالية من الإشعاع فأنها ستؤثر على كافة أعضاء الجسم وحيث أن حساسية هذه الأعضاء تختلف من نوع الى أخر ، في حالات التعرض الإشعاعي ، هناك أعضاء في الجسم أكثر تأثراً بالإشعاع من أعضاء وأنسجة أخرى ، وبالتالي فان ظهور الأعراض المصاحبة للتعرض الإشعاعي الحاد ستظهر على الأعضاء

الحساسة بالاعتماد على مقدار الجرعة الإشعاعية. فإذا كانت الجرعة الإشعاعية فوق حد العتبة لهذه الأنسجة فـان الأعراض ستظهر مباشرة أو بشكل متأخر ولكنه شبة حتمي ، وبعكس ذلك فان الأعراض أما أن تظهر لاحقا أو لا تظهر وتكون بشكل احتمالي. لذا وبناء على حساسية الأنسجة والأعضاء للإشعاع تم تقسيم الأعراض الى ثـلاث فئات أولها أعراض الجهاز الدموي والثانية أعراض الجهاز الهضمي والأخيرة هي أعراض الجهاز العصبي المركزي مع وجود أعراض مشتركة تجمع بين هذه الفئات الثلاث مثل الغثيان والتقيوء والإعياء وارتفاع درجة حرارة الجسـم والتغيرات في الدم ، بالإضافة الى بعض أعراض اعتلال الجسم وبعض التغيرات على الجلد مثل الاحمرار والحروق في حالات التعرض الشديد والموضعي.



الشكل (1) منحنى التأثيرات البيولوجية الحتمية بعد حد العتبة



الشكل (2) احتمالية حدوث التأثيرات البيولوجية

يعتبر التغير في عدد كريات الدم الحمراء والبيضاء من أهم الأعراض للتعرض الإشعاعي حيث أن خلايا الدم من أكثر الخلايا حساسية للإشعاع ، وبالتالي تكون بمثابة كاشف بيولوجي للتعرض الإشعاعي في حالات التعـرض الحاد للإشعاع حيث انه من المحتمل ملاحظة هذه التغيرات بعد التعرض لجرعات تزيد عـن 140 ملـي جـري والممكن أيضا أن لا تظهر هذه التغيرات لغايات 250-500 ملي جري وبعد هذه الجرعة فانه من شبة المؤكـد ظهور هذه التغيرات حيث أنة من المعرف أن ما نسبته 55% من الدم هي سوائل تدعى ببلازما الدم والبقية مـن المواد المكونة للدم والتي تشمل كريات الدم الحمراء والبيضاء والصفائح الدموية ، وان متوسط عدد كريات الـدم

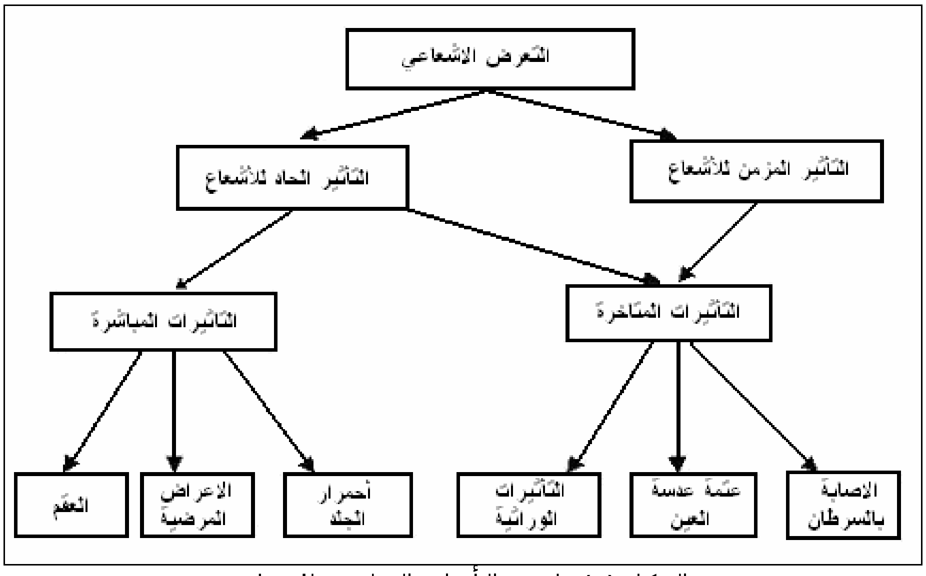
البيضاء يبلغ حوالي 7000 لكل ملم مكعب في الشخص الطبيعي وهي تمثل خط الدفاع الرئيسي في الجسم وهذه مكونة من نوعين رئيسيين من الخلايا هي *Granulocytes* و *Lymphocytes* وتبلغ نسبة الأولى حوالي 70-75% وتنتج في خلايا نخاع العظم وتعمر ثلاث أيام والثانية تبلغ نسـبتها مـن 25-30 % وتنـتج في العقـد الليمفاوية وتعمر لمدة يوم واحد وبعد التعرض الإشعاعي الحاد يكون هناك زيادة حادة في عدد *Granulocytes* يتلوها تناقص بعد يوم واحد لغاية بلوغ الحد الأدنى لتعود بعدها الى نسبتها الطبيعية بعد عدة أسابيع الى عدة اشهر بينما تتناقص نسبة *Lymphocytes* بحدة بعد التعرض وتبقى كذلك لعدة اشهر. وهذه التغيرات تعتبر من أحـد المؤشرات على التعرض الإشعاعي الحاد وبالمقابل فان كريات الدم الحمراء لا تبدى هذا الأمر لغاية أسـبوع بعـد التعرض ثم تنخفض وتستمر بالانخفاض لغاية الوصول الى حدها الأدنى خلال شهر الى شهرين لتبدأ بالتعافي البطيء وقد يستغرق هذا التعافي عدة اشهر.

أما في حالة التعرض لجرعات إشعاعية اكبر من 2 جري ، يحدث تدمير لخلايا نخاع العظم المنتجة لكريـات الدم وهذا يؤدي فورا لتعرض الجسم لهجوم الأمراض نتيجة فقدان الجهاز الدفاعي في الجسم لوظائفه، وهـذا قـد يلاحظ بعد عدة ساعات من التعرض ويكون على شكل غثيان وتقيؤ وعدم اتزان يتبعه بعد أسـبوعين الى ثلاثـة أسابيع من التعرض تساقط الشعر. وفي حال عدم المتابعة والمعالجة قد تحدث الوفاة خلال شهر الى شـهرين بعـد التعرض. أما التعرض لجرعات اكبر من 4-6 جري ، فان تلف نخاع العظم بالكامل مؤكد. وبالعموم فان هنـاك إمكانية لزراعة نخاع عظم جديد من متبرع متطابق نسيجيا مع المريض وفي حال نجاح عملية الزراعة فان النخـاع يبدأ بالنمو مع المحافظة على عدم تعرض المريض الى الجراثيم والأمراض عن طريق عزلة في مكان معقم ونظيف. هذا العلاج متبع بالعادة في معالجة الأمراض المستعصية مثل سـرطان الـدم بعـد عمليـة تشـعيع كامـل الجسـم (*TBI*) *Total Body Irradiation* ، وتقنية تشعيع كامل الجسم تتم عن طريق تعريض المـريض الى جرعـة إشعاعية قد تصل الى 15 جري تعطي بشكل متقطع وعلى عدة جلسات حيث يتم تعريض المـريض الى جرعـة إشعاعية مقدارها 2 جري أو أقل في كل جلسة ليتم القضاء وتدمير خلايا نخاع العظم بالكامل ومن ثم يتم ذلـك زراعة نخاع عظم سليم للمريض (9).

أما بالنسبة الى الفئة الثانية وهي أعراض الجهاز الهضمي فأنها تظهر بعد التعرض لجرعة إشعاعية مـن أشـعة جاما أو أشعة اكس مقدارها 10 جري أو أكثر ، تؤدي الى تقشر وتلف النسيج المبطن للجهاز الهضمي بالإضـافة الى ظهور أعراض الجهاز الدموي التي ذكرت سابقا يحدث تقيؤ مستمر مع إسهال يظهر مباشرة بعد التعرض ويمكن أن تحدث الوفاة خلال أسبوع الى أسبوعين بشكل مرجح. وفي حال التعرض لجرعة إشعاعية تصل الى 20 جري أو أكثر تبدأ أعراض المرحلة الثالثة بالظهور وهي أعراض الجهاز العصبي المركزي ، حيث تبدأ خلايا الجهاز العصـبي والتي تعتبر بالعادة من الخلايا الأكثر مقاومة لتأثير الإشعاع بالتلف ، هذا بالإضافة الى تلف بقية الخلايا والأنسـجة التي تكون اقل مقاومة لتأثير الإشعاع بما يؤدي الى تعرض المصاب الى إغماء بعد عدة دقائق من التعرض ومـن ثم الوفاة خلال ساعات قليلة من التعرض.

بالإضافة الى ما تم ذكره توجد بعض التأثيرات الحادة الأخرى التي قد تحدث لأعضاء وأنسجة الجسم المختلفة بحكم موقعها بالجسم أو بحكم مقدار حساسيتها للإشعاع. ويعتبر الجلد احد هذه الأنسجة التي تتـأثر بالإشـعاع وبالأخص في حالة التعرض لأشعة السينية منخفضة الطاقة ولجسيمات بيتا حيث أن تعرض الجلد لأشعة السـينية بمقدار 300 رنتجن يسبب احمرار الجلد وزيادة الجرعة قد يسبب حروق وتغير في لون الجلـد وتسـاقط الشـعر

وارتفاع حرارة الجلد والموت الموضعي للجلد. وكذلك فان الغدد من الأعضاء الحساسة جدا للإشعاع ومنها الغدد التناسلية حيث أن جرعة مقدارها 300 ملي جري للغدد التناسلية في الرجل يمكن أن تسبب عقم مؤقت وفي حالة زيادة الجرعة فانه من الممكن حدوث عقم دائم ، وكذلك فان الغدد التناسلية بالمرأة أيضا تتأثر بالتعرض الإشعاعي الذي يمكن أن يسبب لها تأخر في دورة الطمث الشهرية أو حتى العقم المؤقت. وبالإضافة الى الغدد فان العين تعتبر من الأعضاء الحساسة للإشعاع ، فالتعرض الإشعاعي الزائد للعين قد يسبب تكون المياه البيضاء والتهاب ملتحمة العين وبشكل عام يمكن تلخيص التأثير البيولوجي للإشعاع كما هو موضح بالشكل (3).



الشكل (3) ملخص التأثيرات البيولوجية للإشعاع

التأثيرات المتأخرة للإشعاع:

التأثيرات المتأخرة للإشعاع قد تحدث نتيجة جرعات كبيرة في زمن قصير أو نتيجة تعرض منخفض للإشعاع لمدة طويلة، وهذا الأمر قد يحدث نتيجة تعرض خارجي للإشعاع فوق الحدود المسموح بها ، أو في ظروف وقاية إشعاعية سيئة بالإضافة الى التعرض الداخلي نتيجة تناول أو استنشاق نظائر مشعة قد تستقر في الجسم لفترات زمنية طويلة.

من أهم التأثيرات المتأخرة نتيجة التعرض للإشعاع هو احتمالية الإصابة بالسرطان في كل من الدم والجلد والعظام والرئتين والغدة الدرقية. وظهور هذا المرض قد يستغرق سنوات أو أكثر ، حيث تعتبر الإصابة بسرطان الدم من الأهمية حيث انه نادر الحدوث في الحالات الطبيعية. سرطان الدم وسرطان العظم الذي يحدث نتيجة التعرض لعنصر الراديوم يمكن أن يحدث خلال سنتين الى أربعة سنوات بعد التعرض وخطر الإصابة بعد التعرض بالسرطان لا يمكن تجاهلها حتى لغاية 25-30 سنة. ومن التأثيرات المتأخرة أيضا ، هو الحد من قدرة الأنسجة على التجدد وبالتالي إضعاف قدرة الأنسجة على تجديد نفسها ، وهذا يعتبر مرض في الأنسجة بحد ذاته يمكن أن يصيب كل من العظم والجلد والرئتين والكلى والقناة الهضمية.

قصر الحياة (الأعمار بيد الله سبحانه وتعالى) يعتبر أيضا من التأثيرات المتأخرة للإشعاع فقد تبين في العديد من الدراسات والأبحاث بان الأشخاص الذين يتعرضون للإشعاع تكون أعمارهم اقل من الذين لم يتعرضوا للإشعاع وذلك بسب فقدان بعض الأنسجة قدراتا على التجدد وكذلك تعتبر التغيرات الجينية والطفرات الجينية

من أهم أعراض التأثيرات المتأخرة للإشعاع ، وبالمقابل فقد تم توظيف الإشعاع لغايات إنتاج الطفرات في أصناف مختلفة من الكائنات الحية والنباتات لإحداث طفرات جينة قد تكون سيئة وقد تكون محمودة وبالتالي فان عملية انتقاء هذه الطفرات المحمودة لتحسين الأصناف النباتية والحيوانية لزيادة الإنتاج أو أيجاد أنواع مقاومة للأمراض أو الظروف المناخية المختلفة ساهم بشكل ايجابي في هذه الحالات.

العلاقة بين الجرعة والاستجابة الخلوية:

أن العلاقة بين التأثيرات البيولوجية والجرعة الإشعاعية على مستوى الجزيئات أو على مستوى الخلية يمكن أن تفهم من وجهة النظر العلاجية بأنها مدى أهمية نقطة النهاية لها أما بموت الخلية أو بان تصبح خلية سرطانية وهذا الاعتبار يجب أخذه بعين الاعتبار في حالات التشخيص الإشعاعي بعدم الوصول الى هذه النقطة الحرجة للخلايا السليمة وبالتالي فان سلامة الخلية أو موتها المبرمج هو الاعتبار المهم. فعلى المستوى ألجزيئي ، فان الإشعاع قد يتسبب في تدمير أحادى أو ثنائي لجزئي الشيفرة الوراثية DNA ، وهذا التدمير قد يمكن أن تعالجه الخلية نفسها بواسطة الأنزيمات الخاصة لهذه الغاية وهذه العملية ستكون أسهل في حالة التلف القليل وصعبة كلما كان التلف اكبر والتلف عادة مرتبط ارتباط وثيق بنوع الإشعاع ، فالإشعاع ألجسيمي الناتج عن الجسيمات الثقيلة أكثر تأثيرا من الإشعاع ذو الطاقة الانتقالية الخطية المنخفضة $low-LET$ فالجرعات الإشعاعية التي تقل عن 0.3 جرى قد تحث الخلية على القيام برد فعل استجابي من حيث عملية الإصلاح ، مع إمكانية أن تتأخر هذه الاستجابة لعدة أسابيع بعد التعرض ولكن في النهاية فان عملية الاستجابة ممكنة ، حيث أظهرت الدراسات على الخلايا الحية المخبريه بان جرعة إشعاعية تقل عن 1 جرى قد تعطي الخلية حافز إضافي لتصبح مقاومة للإشعاع[116]. ولكن حتى عملية الإصلاح هذه تحتمل عملية الخطأ في التركيب والترتيب الصحيح لهذه الجينات الوراثية بحيث يتم نقل معلومات مغلوطة للخلية وهذا يعتبر تدمير للشفرة الوراثية وبالتالي تدمير الخلية بإخراجها عن وظيفتها الأصلية. ولكن بالعموم فان شكل العلاقة بين الجرعة وان كانت منخفضة وعملية التلف الجيني تأخذ الشكل الرياضي الخطي- التربيعي $\alpha D + \beta D^2$.

ففي حالة استخدام الإشعاع لأغراض التشخيص فان الاهتمام يكون منصب على قضية التأثيرات تحت العتبة والتبعات الوراثية أما في حالة العلاج الإشعاعي فان القضية تكون منصبة علي القدرة على قتل الخلية. فعند تعرض الأنسجة الحية للإشعاع فان جزء من هذه الخلايا يعود الى طبيعته في الانقسام والتكاثر وهذا النوع من الخلايا يدعى بالخلايا الناجية ويمكن استخدام هذا النسبة أيضا في التعبير عن مقدار نجاة الخلايا من الإشعاع وقدرتها على العودة الى الوضع الطبيعي في علاقة على شكل رياضي كما مبين أدناه:

$$S = S_0 e^{-\frac{D}{D_0}}$$

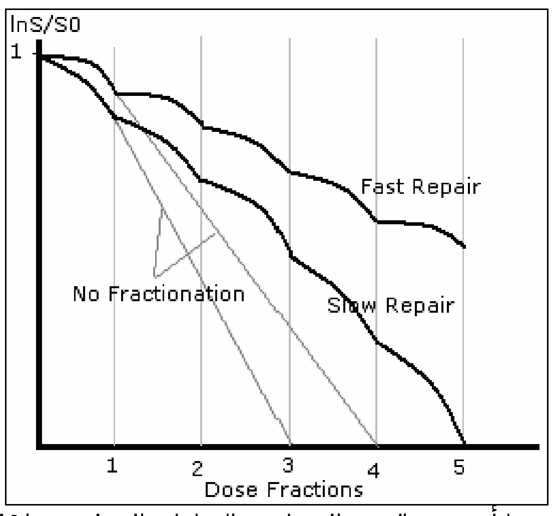
حيث أن S هي عدد الخلايا الناجية بعد التعرض لجرعة مقدارها D و S_0 عدد الخلايا الأصلية قبل التعرض للإشعاع و D_0 هي متوسط الجرعة التي يتم امتصاصها من قبل الخلية قبل الموت وفي حالة أن كانت الجرعة مساوية لمتوسط الجرعة الممتصة من قبل الخلية $D = D_0$ فان:

$$\frac{S}{S_0} = e^{-1} = 0.37$$

ولهذا السبب فانه يتم تسمية D_0 باسم $D-37$.

هذه العلاقة تصبح مهمة إذا تم الآخذ بعين الاعتبار أيضا معدل الجرعة فان معدل النجاة يزداد مع انخفاض معدل الجرعة والعكس صحيح لذا فان الأهمية تأتى في عملية العلاج الإشعاعي حيث يكون هناك تداخل ما بين الأنسجة السليمة والأنسجة المصابة فان تقسيم الجرعة على شكل جرعات مجزئة وليست كجرعة واحدة مما يتيح لهذه الخلايا من زيادة معدل النجاة فيها وبالتالي التقليل من الأثر السلبي عليها والشكل (4) يوضح هذه العلاقة.

يظهر الشكل لآلية تجزئة الجرعات المستخدم في العلاج الإشعاعي حيث الهدف يكون قتل الخلايا السرطانية قدر الإمكان والإبقاء على الخلايا السليمة قدر الإمكان كذلك فإذا تم إعطاء الجرعة مرة واحدة فان هذا يعني معدل جرعة عالي وبالتالي فان احتمالية إعطاء فرصة للخلايا السليمة بإعادة بناء نفسها مجددا يصبح ضئيل وبالتالي فان النجاة بالخلايا السليمة يصبح قليل جدا ولكن في حالة تجزئة الجرعة على زمن أطول فان إعطاء الخلايا السليمة فرصة إعادة بناء نفسها تصبح أفضل بكثير حيث يزداد معدل النجاة للخلايا السليمة وبهذه الطريقة يمكن تحقيق الهدف المرجو من العلاج الإشعاعي. ومن هنا فان معدل الجرعة أو زمن إعطاء الجرعة يصبح مهما جدا في قضية العلاج بالرغم من أن هناك أنواع من العلاج الإشعاعي المسمى *Stereotactic* يتطلب الأمر فيها إعطاء الجرعة بشكل كامل وفي جلسة واحدة بحيث يكون الإشعاع مركز بشكل كثيف على الأنسجة المصابة ولا يشمل الأنسجة السليمة وبهذه الطريقة يتم التقليل من فرصة إعادة نمو الخلايا السرطانية ، هذه الطريقة تستخدم عادة لمعالجة الأورام السرطانية في منطقة الدماغ.



الشكل (4): رسم توضيحي لتأثير تجزئة الجرعة الإشعاعية وآلية إعادة الإصلاح في الخلايا في العلاج الإشعاعي.

هناك عامل أخر يؤثر على مقدار قتل الخلايا ومقدار الاستجابة والتأثر بالإشعاع وهذا العامل هو عامل وجود الأكسجين حيث أن معدل النجاة في الخلايا يتضاءل بوجود تركيز عالي من الأوكسجين في الخلايا وبالتالي مقدار تحقيق العلاج لأهدافه ، وهذا التأثير نتيجة التأثير غير المباشر للإشعاع والذي تم التحدث عنة سابقا وهذا التأثير يكون اكبر في حال الإشعاع ذو الانتقال الخطي للطاقة المنخفض حيث أن عملية التفاعل ضمن المسار نفسه اقل من الإشعاع ذو الانتقال الخطي للطاقة الأكثر.

التأثير الإشعاعي على الجنين والمرأة الحامل:

من المعروف بان عدد خلايا الجنين غير مكتمل النمو هو اقل من عدد الخلايا في الجنين المخلق حيث أن هذا العدد المحدود من الخلايا سوف ينقسم ويتكاثر ويتطور لتكون الأعضاء الكاملة للجنين وفي هذه الحالة فان قتل عدد

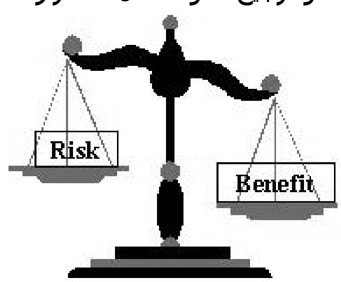
من هذه الخلايا يمكن أن يتسبب بموت الحنين أو تشوه كامل في حالة كانت هذه الخلايا أساسية في تكوين أجهزة معينة ، أو احتمالية أصابته بالسرطان لذا فأنة من غير المحبب بأي شكل من الأشكال ومن وجهة نظر الوقاية الإشعاعية تعريض المرأة الحامل الى الإشعاع بعدم وجود المبررات الكافية ، وفي حالة الحاجة الماسة للتشخيص الإشعاعي أو حتى العلاج الإشعاعي يجب اتخاذ كافة احتياطات الوقاية الإشعاعية لضمان عدم تعرض الجنين للإشعاع المباشر. ولكن بشكل عام فان العديد من الدراسات والأبحاث قد أظهرت بان هناك علاقة بين تعرض الجنين الى الإشعاع وموته أو تشوهه أو أصابته بالسرطان بحسب مقدار الجرعة ، وقد كان هناك العديد من الإثباتات الكافية لتأكيد هذه العلاقة حتى في حالة الفحوصات الإشعاعية بالأشعة السينية ، حيث لوحظ ارتفاع نسبة الإصابة بالسرطان في المواليد[26] في حالات التعرض لجرعة إشعاعية أكثر من 10 ملي جري وارتفاع نسبة الخطورة بالإصابة في السرطان لحوالي 6 % لكل 1 جري. وبشكل عام فان تعرض الحامل للإشعاع قد يؤدي الى ظهور في بعض الأعضاء والتسبب في التشوهات الخلقية للجنين أو التخلف العقلي نظرا لتأثير الإشعاع على الجهاز العصبي المركزي في حالة الجرعات المرتفعة نسبيا أو الإصابة بالسرطان ، وفي الجرعات الأعلى قد تؤدي الى موت الجنين.

الفصل الحادي عشر

الوقاية الإشعاعية في الأشعة التشخيصية

المقدمة:

عندما اكتشف رنتجن في العام 1895 الأشعة السينية ، لم يكون على علم بمدى تأثير هذا الاكتشاف في مختلف نواحي الحياة. واليوم لا يكاد يخلو مستشفى أو مركز صحي من جهاز أو عدة أجهزة للأشعة السينية. ونتيجة لهذا الانتشار الواسع لهذه الأجهزة والتي ساهمت بشكل كبير في مقدار الجرعات الإشعاعية التي يتلقاها المستخدمين والمرضى ، كان من الضرورة إيجاد الوسائل والطرق المناسبة للسيطرة على هذه الجرعات بما يحقق الفائدة المرجوة والتقليل من الأضرار الناتجة عن هذا الاستخدام الواسع والكثيف لهذا النوع من الإشعاع لغايات التشخيص والعلاج والبحوث وفي المختبرات أيضا. من هنا فان الشرط الأساسي للممارسة الإشعاعية هو ترجيح الفوائد على الأضرار.

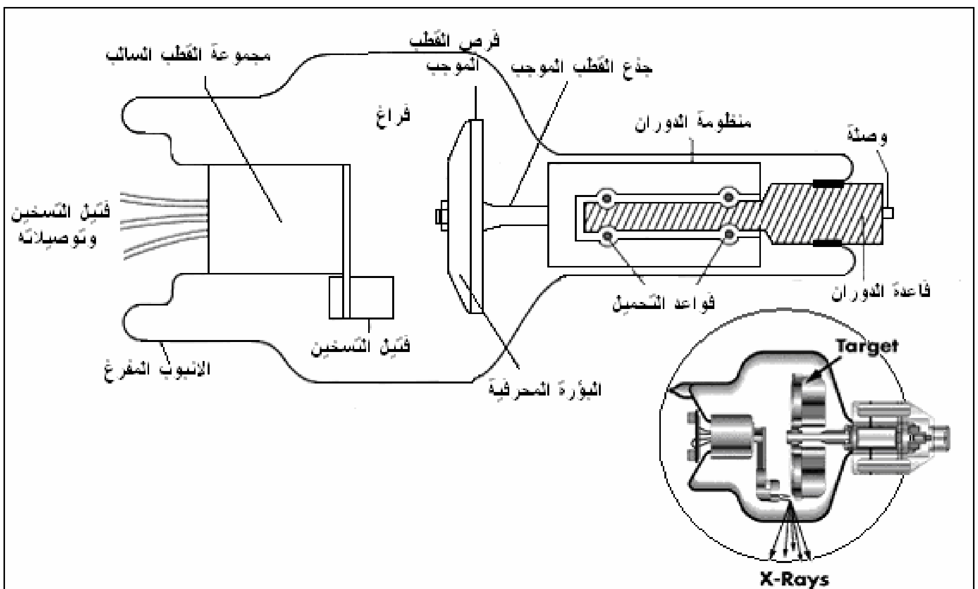


فالأشعة التشخيصية تعرف بأنها استخدام الأشعة السينية لسبر أغوار الجسم البشري، للإطلاع على تركيبية الداخلي وأدائه الوظيفي وتشخيص اعتلاله أو سلامة أدائه. والأشعة التشخيصية قد تستخدم لعدة أغراض وبطرق متنوعة، كالتصوير الإشعاعي المسطح (التقليدي) أو المتتالي (التنظيري) أو الطبقي المحوسب وتصوير الأوردة والشرايين أو تصوير الثدي.

نشوء تصوير الأشعة:

يتم أنتاج الأشعة السينية بواسطة أنبوب الأشعة السينية كما هو مبين في الشكل (1) ومن خلال إنتاج سحابة من الالكترونات في ملف التسخين (*Filament*) الواقع في جهة القطب السالب (*Cathode*) ، ومن ثم يتم تسريع هذه الالكترونات باتجاه القطب الموجب (*Anode*) نتيجة لوجود فرق الجهد ، مما يؤدي الى اصطدامها في الهدف *(target)* والذي يكون بالعادة مصنوع من مادة التنجستون منتجا بذلك فوتونات الأشعة السينية.

عندما يتم وضع جهد كهربائي على قطبي أنبوب الأشعة فان الالكترونات المنتجة من ملف التسخين نتيجة لمرور تيار كهربائي فيه (يقدر بعدد معين من الملي أمبير) تتسارع باتجاه القطب الموجب وتكتسب طاقة بمقدار فرق الجهد على قطبي الأنبوب وهذا الفرق في الجهد ، في العادة يتراوح ما بين 25000 – 150000 فولت أو 25-150 كيلو فولت ، وبعد تسارع هذه الالكترونات تصطدم في مادة الهدف منتجة بذلك الأشعة السينية ، وتدعى المساحة التي تتعرض للتصادم من قبل الالكترونات ببؤرة التصادم (البؤرة المحرقية) (*Focal Spot*). وعندما يتم وضع هذا الجهد على قطبي أنبوب الأشعة يمتاز هذا الجهد عادة بالشكل الموجي وبالتالي بقيمة جهد القمة (*Peak*) ، وتكون طاقة ونوعية الفوتونات المنتجة معتمدة على قيمة جهد القمة الموضوع على أنبوب الأشعة ، لذا يتم تعريف طاقة الإشعاع من خلال قيمة الجهد. أما بالنسبة لعدد الفوتونات المنتجة ، فإنها تعتمد على مقدار التيار المار في ملف التسخين وبالتالي فان معدل الجرعة معتمد على قيمة هذا التيار وزمن مرور التيار في ملف التسخين ، وعليه يتم التعبير عن معدل الجرعة بقيمة التيار المار بالملي أمبير مضروب في مقدار الزمن بالثانية (ملي أمبير.ثانية (*mAs*)) ، لذا فان كمية الأشعة السينية تعتمد على مقدار الملي أمبير ثانية.



الشكل(1):أنبوب الأشعة السينية ومكوناته الداخلية.

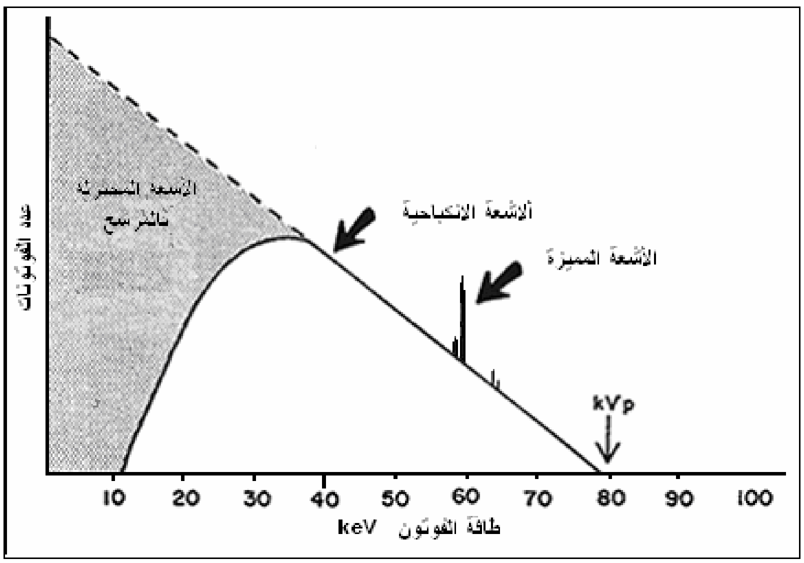
عندما يتم إنتاج الأشعة السينية ، يتم إنتاج الأشعة السينية الانكباحية (*Bremsstrahlung*)، بطاقة تتراوح ما بين قيمة 0- وطاقة جهد القمة ، والأشعة السينية المميزة (*Characteristic Radiation*) لنوع مادة الهدف أيضا. وتبلغ نسبة الأشعة المميزة الى الأشعة الانكباحية حد معين يبلغ حوالي 15 % عند طاقة 100كيلوفولت على سبيل المثال ، مع العلم بأن ما يتم إنتاجه من الأشعة السينية يبلغ 1 % من مجمل الطاقة المستهلكة في أنبوب الأشعة حيث أن حوالي 99 % من طاقة الالكترونات تتحول الى طاقة حرارية ضائعة تؤدي الى تسخين مادة الهدف.

إن التنوع في طيف الأشعة السينية يؤدي الى امتصاص الجسم للأشعة منخفضة الطاقة بدون أي فائدة تشخيصية وبالتالي فانه لا بد من التخلص من هذه الطاقات التي لا توجد لها فائدة تشخيصية وتكون في نفس الوقت ضارة لجسم المريض ويتم التخلص منها بوضع المرشح المناسب الذي يختزل هذه الأشعة ويسمح بمرور الأشعة ذات

القيمة التشخيصية العالية ، كما هو مبين في الشكل (2) ، وبالعادة يكون المرشح من مادة الألمنيوم. وفي حالة عدم وجود مثل هذه المرشحات فان جرعة الجلد قد تتضاعف لعشرات المرات عن ما هو حال بجود مرشح أو عدة أضعاف في حال عدم وجود المرشح المناسب.

محددات حقل الأشعة:

عند خروج الأشعة من الأنبوب تشكل حقل إشعاعي الذي يعتمد على مقدار فتحة الخروج من أنبوب الأشعة ، وعليه فلا بد من تحديد هذا الحقل حسب المساحة المطلوبة للفحص ، لذا فان جهاز الأشعة يحتوي على محددات لحقل الأشعة. ونظرا لان مقدار الأشعة المتشتتة تعتمد على مساحة الحقل الإشعاعي فانه من الواجب دائما تحديد حقل الأشعة بالحد الأدنى اللازم للفحص لتخفيض مقدار الأشعة المتشتتة أثناء عملية إجراء الفحوصات الإشعاعية. ومن الجدير بذكره بان الأشعة المتشتتة تكون أكثر ما تكون على جانب المريض بالقرب من أنبوب الأشعة كما هو موضح بالشكل رقم (3) الذي يظهر موقع أنبوب الأشعة ومكان المريض والإشعاع المتشتت من الحقل الإشعاعي وتأثير الإشعاع المتشتت على الشخص أو الأشخاص المتواجدين مع المريض أثناء الفحص الإشعاعي.



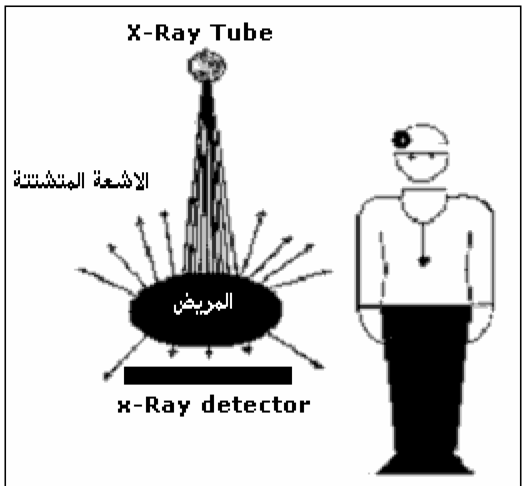
الشكل(2):طيف الأشعة السينية وطريقة اختزال الفوتونات غير المرغوب بها.

شبكة امتصاص الإشعاع المتشتت (Grid):

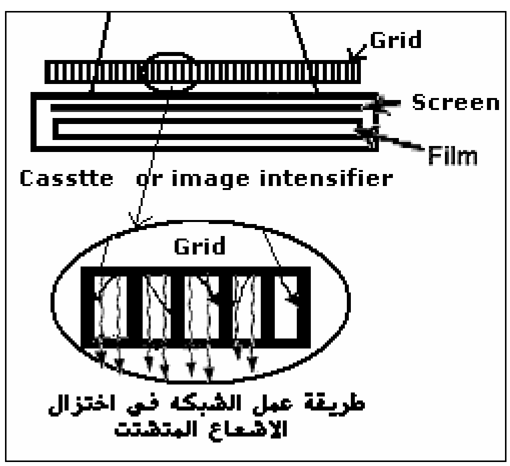
تعتبر الصورة الإشعاعية كخارطة توصيفيه لعملية توهين الإشعاع داخل الجسم حيث أن الأنسجة ذات العدد الذري الأكبر كالعظام مثلا ، تقوم بتوهين كمية اكبر من الإشعاع ، بينما الأنسجة ذات العدد الذري الأقل تسمح بمرور الأشعة وتمكينها من الوصول الى المستقبل سواء كان فلم عادي أو كاشف إشعاعي ، وبالتالي فانه ونتيجة للاختلاف في كميات الأشعة الموهنة تتكون الصورة الإشعاعية بتباين *(contrast)* معين بين اللون الأبيض والأسود ودرجاته حسب كمية الأشعة التي تم توهينها أو مرورها من خلال جسم المريض.

من المعلوم بأنه كلما ازدادت درجة التباين اللوني كلما كان الفحص الإشعاعي ذو قيمة تشخيصية عالية وعلى درجة من الوضوح ، ولزيادة درجة التباين يجب أن تختزل فوتونات الأشعة المتشتتة من جسم المريض باتجاه مستقبل

الأشعة ومنعها من الوصول حيث أن وصول هذه الأشعة المتشتتة الى المستقبل تقلل من درجة التباين وتتم عملية الاختزال هذه باستخدام الشبكة التي توضع على مستقبل الأشعة ، بحيث تسمح هذه الشبكة بمرور الأشعة الخارجة من جسم المريض من الوصول الى المستقبل وتقوم بامتصاص الأشعة المتشتتة من جسم المريض ومنعها من الوصول الى المستقبل ،كما هو موضح في الشكل (4). والشبكة المستخدمة لهذه الغاية تتكون من شقوق طولية بكثافة تصل الى 25 شق لكل سم وبعمق مليمتر أو أكثر. كما انه يمكن استخدام بديل للشبكة بواسطة ترك فجوه هوائية *(air-gap)* بعمق 10-20 سم بين المريض ومستقبل الأشعة ، حيث أن هذه الطريقة والتي تدعى *(Anti-scatter Grid)* تسمح بروب الفوتونات الإشعاعية منخفضة الطاقة دون الوصول الى المستقبل والتفاعل معه وتستخدم هذه الطريقة في العادة في حالات تصوير الصدر.



الشكل(3): الأشعة المتشتتة على جانب المريض أكثر كثافة بينما يتم امتصاص الأشعة من قبل المريض في الاتجاه الأخر.



الشكل(4): الشبكة المختزلة للإشعاع المتشتت وطريقة اختزالها للأشعة المتشتتة.

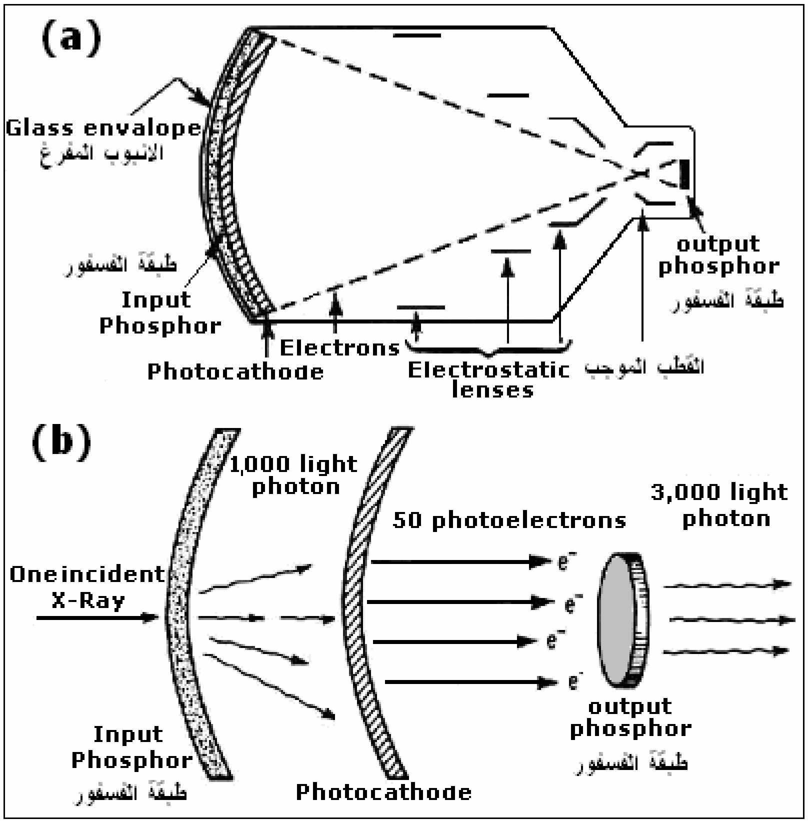
مستقŶت الأľŕة وطرة ďإرŽ الصورة (The Image Receptor) **:**

الصورة الإشعاعية يمكن أن تظهر بواسطة فلم الأشعة كما في أفلام التصوير العادي أو بواسطة كواشف إشعاعية إليكترونيه كما في التصوير الإشعاعي الفلورسكوŸ (fluoroscopic images). ففي حالة الأفلام العادية يتم تسجيل الصورة الإشعاعية بعد عملية تحويل الفوتونات الإشعاعية الى فوتونات ضوئية بواسطة الصفيحة المكثفة (intensifying screen) ومن ثم يتم تفاعل هذه الفوتونات الضوئية مع مادة الفلم ليصار الى تظهيرها وإخراجها بالصورة النهائية.

وعندما يتم إŲهار الصورة الإشعاعية بهذه الطريقة فان الصفيحة المكثفة تلعب دورا مهما في الإخراج النهائي للصورة من حيث مدى استجابتها للإشعاع وقدرتا على تحويله الى ضوء ، وبالتالي على مقدار الجرعة الإشعاعية للمريŔ اللازمة لحدوث الاستجابة في الصفيحة المكثفة ، حيث انه بالعادة نحتاج الى جرعة إشعاعية تبلغ 5 ميكروجري لإخراج الصورة الإشعاعية وتكون جرعة الجلد للمريŔ بحدود الملي جري [59]. و الجرعة الإشعاعية اللازمة لنجاح الفلم تعتمد على العضو المراد تصويره وبالتالي على الجرعة التي يتلقاها المريŔ أثناء التشخيص ومن هنا فان الاختيار المناسب لنوع الصفيحة المكثفة من حيث الحد الأدنى للاستجابة ونوعية وجودة الصورة عامل مهم في اختيار هذه الصفائح بشكل خاص وفي عملية الوقاية الإشعاعية بشكل عام ، لذا يجب تجنب استخدام الفلم بدون استخدام هذه الصفائح حيث أن الأمر سيتطلب جرعات إشعاعية عالية وبقيمة تشخيصية رديئة ولكن هناك بعŔ الحالات التي يمكن استخدام الفلم بدون صفائح مكثفة كما هو الحال في الأشعة العلاجية.

في حالة التصوير الإشعاعي التنظيري (الفلورسكوŸ) يتم استخدام كاشف إشعاعي مثل مكثف الصورة (image intensifier) لإŲهار الصورة الإشعاعية ومكثف الصورة في العادة يتكون من غشاء مفرغ من الهواء مطلي بمادة الفسفور (input phosphor) الذي يقوم بتحويل الأشعة الى ضوء ومن ثم يتم تحويل الضوء الى الكترونات ، ثم يصار الى تركيز وتوجيه هذه الالكترونات الى غشاء ďخر مكون من الفسفور أيضا (output phosphor) يقوم بتحويل الالكترونات الى ضوء مرة ثانية بعد مضاعفتها وزيادة عدد هذه الفوتونات بشكل كبير ومكثف كما هو مبين في الشكل (5) ، ليتم في النهاية إŲهار الصورة النهائية على شاشة عرض أو غيره بواسطة استخدام وسيلة بصرية كالكاميرا على سبيل المثال.

معدل الجرعة الإشعاعية التي تحتاجها منظومة تصوير الفلورسكوŸ في العادة تكون بحدود 50 ميكروجري لكل دقيقة وهذه الجرعة يناŲرها جرعة إشعاعية يتلقاها جلد المريŔ عند دخول الأشعة الى الجسم لغاية التصوير مقدارها 10 ملي جري لكل دقيقة [59] وهذه الجرعة قد تكون ضارة وقد تصل الى التسبب في حروق للجلد أو اþراره في حال إطالة زمن التنظير بشكل كبير ومبالغ فيه وبالتالي فان السرعة في إجراء التنظير والحرفية في استنباط المعلومات التشخيصية أمر مهم جدا في عملية الوقاية الإشعاعية وþاية المريŔ.



الشكل(5): طريقة إظهار الصورة الإشعاعية في التصوير الفلورسكوبي (a) منظومة التصوير (b) مبدأ عمل المنظومة.

الأنواع الأخرى في التصوير الإشعاعي:

التصوير الطبقي المحوسب (CT) :

يعتبر التصوير الطبقي من التقنيات الخاصة بالتصوير الإشعاعي، وفي هذا النوع من التصوير يقوم أنبوب الأشعة بالدوران بشكل دائري حول جسم المريض، وفي نفس الوقت تكون مستقبلات الأشعة في الجهة المقابلة لأنبوب الأشعة بعد جسم المريض كما هو مبين في الشكل (6). وبعد إعطاء الجرعة الإشعاعية من مختلف الزوايا، واستقبالها من الجهة المقابلة، يتم نقل هذه المعلومات الى نظام محوسب يقوم بعمليات معالجة معقدة، ليتم بعدها إظهار الصورة الإشعاعية لمقطع أو مقاطع الجسم التي تم تصويرها بدرجة عالية من الوضوح وبقيمة تشخيصية مرتفعة.

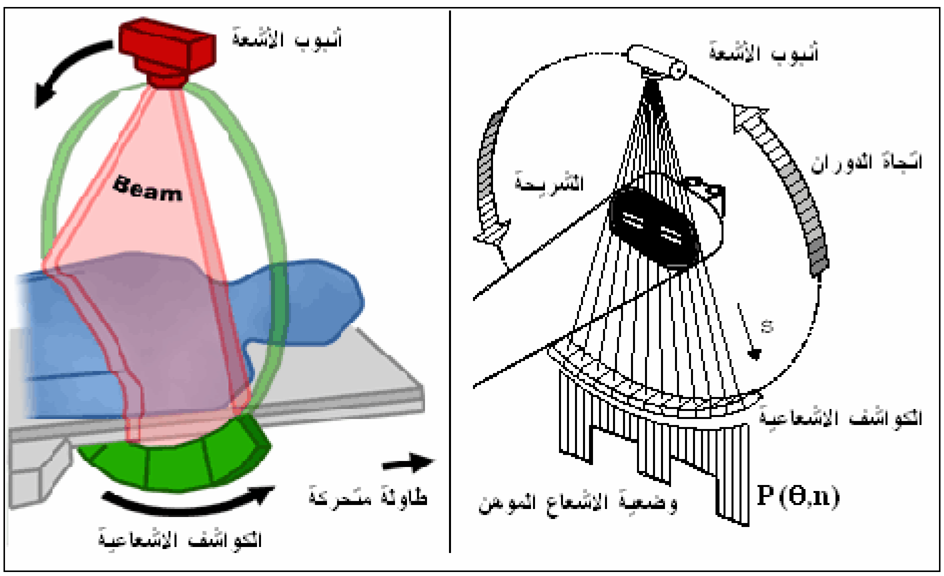
تصوير الثدي:

يشبه تصوير الثدي التصوير العادي ولكنه يتم باستخدام طاقة إشعاعية منخفضة بحدود 25 كيلو إليكترون فولت جهد القمة، وذلك لزيادة درجة التباين في الصورة نظرا لان الثدي مكون من نسيج ناعم منخفض العدد الذري ولا يحتاج لطاقة عالية لاختراقه ، وباستخدام الطاقة المنخفضة للإشعاع يتم توهين الأشعة في حال وجود نسيج غير طبيعي يظهر نتيجة التغاير اللوني في الصورة، ومن المهم أيضا بان الطاقة المنخفضة للإشعاع يعني في بعض الأحيان

امتصاصها بالكامل في النسيج، وبالتالي زيادة الجرعة الإشعاعية لذا فان هذا النوع من التصوير يحتاج لعملية ضبط جودة دقيقة وصارمة لتجنب الجرعات الإشعاعية غير المبررة.

أجهزة التصوير الإشعاعي المتنقل:

في معظم المستشفيات يوجد نوع من أجهزة الأشعة التقليدية من النوع المتنقل ، لغايات نقلها الى موقع المريض وإجراء الفحص المطلوب له في حال عدم تمكن المريض من الحضور الى غرف التصوير الإشعاعي. هذه النوع من الأجهزة قد ينطوي على نوع من القلق من وجهة نظر الوقاية الإشعاعية، وذلك لإمكانية وجود مريض أو مرضى آخرين أثناء الفحص الإشعاعي ، وكذلك تواجد طاقم التمريض والأطباء وبالتالي فانه يتوجب اتخاذ الاحتياطات اللازمة لتجنب تعريض هذه الجاميع للإشعاع ، وذلك بتوفير الحواجز الوقاية، وإذا تعذر ذلك، يجب التأكد من عدم تواجد أي شخص على مسافة مقدراها 2 متر في محيط المريض ، وان يوجد مريول مرصص للعامل وان يقتصر إجراء الفحوصات في حال عدم وجود أمكانية لنقل المريض الى غرفة التصوير الإشعاعي.



الشكل (6): طريقة التصوير الإشعاعي بجهاز التصوير الطبقي المحوري.

أجهزة تصوير كثافة العظام:

أجهزة تصوير كثافة العظام في العادة لا تحتاج لإجراءات وقائية معقدة فالغرف قد لا تحتاج الى تدريع إضافي كما في أجهزة الأشعة العادية ولكن في حال كون الجهاز من نوع الحزمة القلمية (Pencil-beam densitometers) لا يحتاج أي متطلبات خاصة بالنسبة للغرفة، ولكن يجب ابتعاد الطبيب أو الفني مسافة لا تقل عن متر واحد، أما إذا كان الجهاز من نوع الحزمة المروحية (Fan-beam)، فيجب على العامل الابتعاد مسافة لا تقل عن 3 أمتار أو الوقوف خلف حاجز واقي، وغرفة الجهاز تحتاج الى تدريع إضافي إذا كانت المسافة عن الجدار اقل من 3.5 متر وخلاف ذلك فانه يجب تدريع الغرفة بما يعادل 0.5 ملم رصاص أو ما يكافئه، وهذا ينطبق على الأبواب أيضا بالإضافة الى ضرورة وجود مقياس الرصد الشخصي للعاملين على هذا النوع من الأجهزة.

الوقاية الإشعاعية في الأشعة التشخيصية:

قد يتطلب العمل الإشعاعي في أقسام الأشعة التشخيصية التواجد مع المريض أثناء إجراء الفحص وبالتالي فلا بد من توفير وسائل الوقاية الكافية للعاملين والمرضى والعامة، هذا بالإضافة الى وسائل الوقاية الأساسية من وجود تدريع مناسب لغرف الأشعة والأبواب حسب تصنيف مناطق العمل الإشعاعي، وحسب طبيعة العمل والتواجد فيها. أما بالنسبة للأجهزة الإشعاعية فإنها تكون بالعادة مجهزة بدرجة أمان كافية إذا ما تم عمل الصيانة الدورية والصحيحة لها ، وللتأكد من مدى سلامة لهذه الأجهزة وملائمة أدائها، فانه من الواجب عمل فحوصات القبول، لإجازتها في العمل الإشعاعي عند تنصيبها أو عند إجراء عمليات صيانة أو تحديث جوهرية وكذلك بشكل دوري من خلال برامج فحوصات ضبط الجودة والنوعية وان توثق هذه الفحوص، وبالخصوص متطلبات الأمان والسلامة الأساسية.

من الأمور المهم توفيرها في أقسام الأشعة هي الملابس الواقية للعاملين مثل المرايل المرصصة، والتي يجب أن تكون مناسبة وتقوم بالحماية بكفاءة، والتأكد من عدم وجود تشققات فيها، بالإضافة الى توفير قفازات واقية وكذلك الحواجز الواقية ومقاييس الجرعة الشخصية، وبعض وسائل الوقاية الخاصة ببعض الفحوصات الإشعاعية.

وبشكل عام الوقاية الإشعاعية في أقسام الأشعة التشخيصية تشمل:

1. وقاية العاملين:

نظرا لطبيعة عملهم التي قد تتطلب التواجد المباشر بجانب المريض أو في غرفة الفحص أو بالقرب منها يجب توفير الوقاية الإشعاعية اللازمة لهم بكافة فئاتهم من أطباء وفنيين وممرضين، ويجب عليهم تجنب التواجد المباشر بجانب المريض أثناء الفحص الإشعاعي وفي حال اقتضت الضرورة لذلك، يجب عليهم ارتداء المرايل المرصصة وتجنب تعريض أي جزء من أجزائهم مباشرة للإشعاع، وخلاف ذلك مثل حالات تجبير الكسور باستخدام التصوير التنظيري أو في عمليات القسطرة تقليل زمن التعرض قدر الامكان، ودقة إنجاز العمل المطلوب ومراقبة التعرض باستخدام مقاييس الجرعة الشخصية للأيدي والأطرف، هذا بالإضافة الى مقياس الجرعة الشخصية للجسم.

إن الأساس في العمل الإشعاعي عدم التواجد مع المريض أثناء الفحص إلا أنه في حالات التصوير الفلورسكوبي يتطلب الأمر التواجد مع المريض أثناء الفحص وفي هذه الحالة يجب تجنب التواجد في الاماكن والزوايا ذات الإشعاع العالي كما هو موضح بالشكل (7) الذي يوضح الخارطة الإشعاعية لغرفة تصوير الفلورسكوبي - والتي يجب أن تكون مزودة بالستائر الرصاصية - والاماكن الأكثر تعرضا للإشعاع أثناء الفحص الإشعاعي والتي تظهر بان الجرعة الإشعاعية تكون أعلى عند طرفي أنبوب الأشعة لذا يجب على العاملين تجنب التواجد في هذه الاماكن . هذا بالإضافة الى ضرورة ارتداء المرايل المرصصة لوقاية الجسم وارتداء واقي الغدة الدرقية والعينين والقفازات الرصاصية وارتداء مقاييس الجرعات الشخصية الإضافية لبعض الأعضاء مثل ارتداء مقياس الجرعة الشخصية الخاص بالإطراف والذي يكون بالعادة على شكل خاتم يتم وضعه أثناء العمل الإشعاعي لقياس جرعة الأيدي. وكما يتطلب الأمر اتخاذ الاحتياطيات الإضافية في حال كانت المسافة عن المريض اقل من 3 أمتار.

بعض الحالات تتطلب في العادة وجود شخص أخر لتثبيت المريض قد يكون العامل الإشعاعي ، وهذا الأمر يؤدي الى تعرض العامل الى جرعة إشعاعية ، لذا يجب تجنب تثبيت المريض من قبل العاملين وإنما باستخدام وسائل

ميكانيكية، أو الطلب من المرافقين أو الأهل القيام بذه المهمة بحال تعذر استخدام الوسيلة الميكانيكية، بعد توفير وسائل الوقاية المناسبة لهم و يجب استثناء النساء الحوامل من القيام بذه المهمة.

من المهم جدا عدم التعرض المباشر للإشعاع من قبل العاملين، لذا يجب عدم إجراء عملية التصوير إلا من خلف حاجز واقي مزود بنافذة مرصصة، لمراقبة المريR̀ أثناء التصوير وعدم تواجد أكثر من عامل إشعاعي عند عملية التصوير في حال التصوير العادي، وارتداء مقياس الجرعة الشخصية أثناء القيام بالعمل الإشعاعي.

في حال وجود الحمل بالنسبة للعاملة الإشعاعية، يجب التأكد من عدم تجاوز حد الجرعة السنوية المسموح با للعاملة1 ملي سيفرت لمنطقة البطن، وفي حال تقدير التعرض المنظور للعاملة بأكثر من هذا الحد، يجب توفير الضمان اللازم بعدم تجاوز التعرض هذا الحد، أو نقلها الى مكان أخر لا يتجاوز التعرض الإشعاعي فيه هذا الحد مثل تصوير الثدي أو التصوير الطبقي وبعR̀ الفحوصات التقليدية البسيطة ، وتجنب قيامها إجراء الفحوصات التي يكون التعرض الإشعاعي فيها عالي، مثل تصوير الفلورسكوŸ وتصوير الشرايين وفحص حقنة الباريوم الشرجية، وفحوصات العمود الفقري، بالإضافة الى المراقبة المستمرة لمقدار الجرعة الشخصية على فترات زمنية متقاربة.

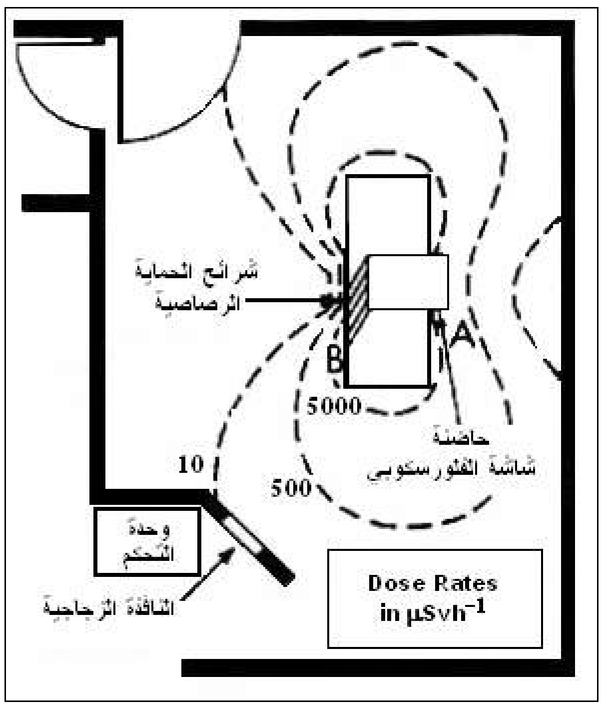
2. وقاية المريR̀:

عند إجراء الفحوصات الإشعاعية فان المريR̀ هو المتلقي الأساسي للكم الأكبر من الجرعة الإشعاعية ولكن يجب على العامل الإشعاعي الانتباه الى أن الجرعة التي يتلقاها مرتبطة بمقدار الجرعة التي يتلقاها المريR̀ وكلما تم تقليل جرعة المريR̀ فان ذلك يعني تقليل جرعة العامل الإشعاعي ، لذا فان عملية تحقيق أفضل نوعية للصورة الإشعاعية بأقل تعرض إشعاعي تقع على عاتق العامل الإشعاعي.

كما انه من الواجب إجراء عملية الترجيح بين فائدة الفحص الإشعاعي في مقابل الأضرار التي ستنتج عن الفحص. لذا يتوجب على العامل الإشعاعي عدم إجراء أي فحص إشعاعي بدون طلب خطي من الطبيب مبينا فيه مبررات هذا الفحص مع وجود الحق لطبيب الأشعة رفR̀ إجراء الفحص في حالة عدم قناعة بضرورة الفحص، أو وجود بديل له. في التصوير الإشعاعي، تقع على فني التصوير الإشعاعي مسؤولية التأكد من أداء الجهاز وجاهزية المريR̀ لهذا الفحص وتوفير وسائل الوقاية لحماية الأجزاء الحساسة للمريR̀ كالغدد التناسلية سواء للكبار أو الصغار كما يجب علية التأكد من وجود أو عدم وجود الحمل في حالة النساء ، وتحديد الجرعة الإشعاعية الملائمة للفحص والتي تحقق الجودة المطلوبة للصورة الإشعاعية، وتجنب تكرار الصور، وتحديد المنطقة المراد تصويرها جيدا .

في حال وجود الحمل يكون من واجب طبيب الأشعة تقييم الحالة، والتقرير بضرورة إجراء الفحص، فانه يجب تقليل عدد الصور أو تخفيR̀ زمن التنظير قدر الامكان في حالة التنظير وþاية منطقة البطن في حالة وجود الحمل بواقي مناسب من الرصاص (lead vinyl)، ويجب كذلك توثيق عملية الفحص من حيث طاقة الإشعاع خلال الفحص

والتيار المستخدم والزمن ومساحة الحقل الإشعاعي عند التصوير، وذلك لغايات حساب جرعة الجنين لاحقا في حال الحاجة إليها. أما في حالة عدم معرفة المريضة بوجود الحمل أو كمعرفة الحمل بعد أسبوع أو أكثر من الفحص الإشعاعي فانه يجب معرفة نوع الفحص الذي تم إجرائه وعدد الصور الإشعاعية ومقدار سمك النصف للحزمة الإشعاعية ، وبالتالي فانه يمكن تقدير الجرعة بواسطة استخدام محاكي وهمي وقياس مقدار الجرعة الممتصة في العضو وحساب الجرعة الفعالة بضربها بمعامل الترجيح المناسب للنسيج حسب توصيات ICRP-60. في الغالب الجرعة التي يتعرض لها الجنين في ال 21 يوم لا تستدعى القلق حسب توصيات ICRP-60 في معظم الحالات، وبالعموم في الأشعة التشخيصية ضئيلة للجنين ولا تستدعى التفكير بالإجهاض وهي مطمئنة في حال تم تقدير الجرعة الممتصة بأقل من 150 ملي جري وعدا ذلك فان الأمر يتطلب التفكير الجدي، أو على الأقل مناقشة أمر الإجهاض ويترك القرار لصاحب العلاقة (المريضة). كما يجب التذكير هنا بضرورة وجود إشارات تحذيرية خاصة للنساء الحوامل في أقسام وعيادات الأشعة التشخيصية وبمكان بارز للتذكير دائما من التأكد من الحمل.



الشكل (7): الخارطة الإشعاعية للجرعات الإشعاعية في غرفة جهاز تصوير الفلورسكوبي.

3. حماية الجمهور:

يتم حماية الجمهور والعامة من خلال توفير الدروع الإشعاعية المناسبة وتوفير أماكن الانتظار المناسبة لهم بعيدة عن غرف التصوير، أو محمية بشكل ملائم حسب تصنيف مناطق العمل الإشعاعية، والتأكد من عدم تسرب أو تشتت الأشعة إليها.

يعتبر تصميم وتدريع غرف التصوير الإشعاعي من العوامل الرئيسية في الوقاية الإشعاعية، لذا فانه يجب تدريع غرف الأشعة بالدروع الإشعاعية المناسبة حسب طبيعة العمل الإشعاعي، وحجم العمل ودرجات الأشغال للمناطق المجاورة

وطبيعة هذا الأشغال. ويجب إجراء مسح إشعاعي في مناطق العمل الإشعاعي والمناطق المجاورة لها أو تعلوها أو تقع تحتها، والتأكد من عدم وجود فتحات أو تشققات يمكن أن يتسرب منها الإشعاع سواء في جدران الغرفة أو في الأبواب أو الأرضيات والأسقف، وبناء على هذه العوامل يتم تصميم وتدريع غرف الأشعة بشكل يضمن الأمان والسلامة لعملية التصوير الإشعاعي، وحسب الحدود الإشعاعية المسموح بها ، وهذه الحدود مبينة في الجدول رقم (1) حسب ما ورد في توصيات ICRP رقم 60.

الجدول (1): حدود الجرعات الإشعاعية في مناطق العمل الإشعاعي

	Weekly Design Dose (μSv)
المناطق المقيدة (Controlled Areas)	100
المناطق غير المقيدة (Unclassified Areas)	20

الجرعات الإشعاعية في الأشعة التشخيصية:

الجرعات الإشعاعية في الأشعة التشخيصية جرعات منخفضة لمعظم الفحوص الإشعاعية ولكن هناك إمكانية لارتفاع هذه الجرعات كنتيجة تراكمية لعدة فحوصات إشعاعية خلال مدة المرض. والجدول رقم (2) يبين مقدار الجرعة الفعالة (كتقديرات عامة) لعدد من الأعضاء نتيجة الفحوصات الإشعاعية المختلفة وكما ورد في المنشور رقم - 62 الصادر عن اللجنة الدولية للوقاية الإشعاعية ICRP، وهذه التقديرات تصلح كمرجع عام للجرعات الإشعاعية.

أما بالنسبة لمقدار الجرعات الإشعاعية الممتصة في جلد المريض (جرعة السطح أو جرعة الدخول) فان معظم النتائج المنشورة لا تتطابق بشكل كامل، وذلك لاختلاف مركبات منظومة الفلم من الصفائح المكثفة والأفلام واختلاف أنواع أجهزة التصوير الإشعاعي، واختلاف تقنيات التصوير، لذا ينصح في عملية الفحص الإشعاعي وجود برنامج قياس جرعات المرضى الذي يتم من خلاله تسجيل هذه الجرعات، ليتم تقيم الجرعة الممتصة في الجسم. ولتقييم جرعة العضو فإما أن يتم قياسها باستخدام محاكي وهمي لجسم المريض، أو بالقياس المباشر، أو حسابها وتقديرها من خلال الحسابات اعتمادا على نوع الفحص، ومقدار سمك النصف للحزمة الإشعاعية (المرشح المستخدم في الجهاز أو طاقة الإشعاع) واستخدام قيمة العامل المرجح للعضو لحساب الجرعة الفعالة حسب ما ورد في المنشور رقم 60 اللجنة الدولية للوقاية الإشعاعية ICRP. علما بان احتمالية الخطأ واردة في هذا النوع من الحسابات نتيجة للمتغيرات العديدة المرتبطة في عملية الحساب.

الوقاية الإشعاعية في الأشعة التشخيصية وتخفيض الجرعات:

الوقاية الإشعاعية وتخفيض الجرعات في الأشعة التشخيصية يمكن تحقيقها بما يلي:

1. استخدم المساحة الأقل للحقل الإشعاعي، والذي يغطي العضو أو المنطقة المراد تصويرها بالكامل وكذلك عدم تجاوز مساحة الحقل المساحة المراد تصويرها.
2. تقليل الجرعات في منطقة البطن السفلي خصوصا في الإناث في سن الطفولة.
3. وقاية الأعضاء التناسلية من خلال التدريع المناسب باستخدام الواقيات الرصاصية (lead vinyl) سواء كانت واقعة ضمن الحزمة الإشعاعية الأساسية أو في نطاق الإشعاع المتشتت خصوصا في حال الفحوصات الإشعاعية لخلع الولادة (dislocation congenital) للأطفال في منطقة مفصل الورك.

4. دقة توجيه حقل الأشعة وتركيزه على العضو المنطقة المراد تصويرها من خلال التحكم بزاوية حزمة الأشعة لحماية المناطق الحساسة.

الجدول (2): الجرعات الإشعاعية الممتصة في الأشعة التشخيصية

X-Ray Examination	Absorbed Dose (mGy)					
	Active Bone marrow	Breasts	Uterus	Thyroid	Gonads (Ovaries, testes)	Effective dose (mSv)
Chest	0.04	0.09	*	0.02	* , *	0.04
CT Chest	5.9	21	0.06	2.3	0.08, *	7.8
Skull	0.2	*	*	0.4	* , *	0.1
CT head	2.7	0.03	*	1.9	* , *	1.8
Abdomen	0.4	0.03	2.9	*	2.2, 0.4	1.2
CT abdomen	5.6	0.7	8.0	0.05	8.0, 0.07	7.6
Thoracic spine	0.7	1.3	*	1.5	* , *	1.0
Lumber spine	1.4	0.07	3.5	*	4.3, 0.06	2.1
Pelvis	0.2	*	1.7	*	1.2, 4.6	1.1
CT Pelvis	5.6	0.03	26	*	23, 1.7	7.1
Intravenous Autography	1.9	3.9	3.6	0.4	3.6, 4.3	4.2
Barium enema	8.2	0.7	16	0.2	16, 3,4	8.7
Mammography	*	2	*	*	*	0.1

- ** : Less than 0.01mGy;*
- *Source: National Survey of Doses to Patient Undergoing a Selection of Routine X-Ray Examinations in English Hospital (NRPB-R200, 1986; NRPB-R249,1991)*

5. يجب عمل التوازن للمسافة بين جهاز الأشعة والمريȐ، حيث أن قيمة الجرعة الإشعاعية تقل حسب قانون التربيع العكسي، فكلما زادت المسافة بمقدار الضعف على سبيل المثال كلما قلت الجرعة الى مقدار الربع ولكن يجب الأخذ بعين الاعتبار مقدار الجرعة المناسب، لتفعيل عمل الصفيحة المكثفة أي عدم زيادة المسافة بالمقدار الذي تفقد الصفيحة المكثفة استجابتها وفعاليتها للإشعاع ، وبعمل التوازن اللازم بزيادة المسافة بين الجهاز والمريȐ، وتقريب المسافة بين الصفيحة والمريȐ، مما يقلل جرعة المريȐ دون التأثير في عمل الصفيحة.
6. في حال كون المسافة بين الجهاز والمريȐ ثابتة وغير متحركة يجب زيادة بعد المريȐ عن الجهاز وتقريب الصفيحة لجسم المريȐ وبعȐ التوصيات في الوقاية الإشعاعية[1] تنصح بعدم تقريب الجهاز للمريȐ بأكثر من حد معين [146].
7. زيادة المسافة بين الجهاز والمريȐ وتقريب الصفيحة والفلم من المريȐ يقلل جرعة المريȐ، بالإضافة الى تقليل التشويه (distortion) في الصورة وكذلك يقلل مقدار التكبير (magnification).
8. يجب التأكد من مقدار Ƨك المرشح، ومن ملاءمته مع مقدار طاقة الإشعاع الصادر من الجهاز، حيث أن المرشح هو الذي يحدد نوعية وطاقة الأشعة ، والجدول (3) يبين Ƨك النصف الأدنى حسب طاقة الإشعاع، وفي حال عدم معرفة مقدار هذا السمك يتم قياسه والتأكد بأنه مساوٍ أو اكبر من الحد الأدنى المطلوب.
9. في حال التصوير التنظيري يجب أن لا يتجاوز الزمن 5 دقائق وفي حال عدم وجود منبه زمني في الجهاز يجب احتساب زمن التنظير والتأكد من عدم تجاوزه هذه المدة.

[1] In Australian recommendations the distance is 30 cm.

10. يجب فصل الفحوصات غير الروتينية عن الفحوصات الروتينية، مع إعداد دليل الفحوصات يكون في متناول يد العاملين في مجال الفحوصات الإشعاعية.

11. يجب تجنب التكرار في الفحوصات الإشعاعية وإعادة التصوير، وذلك من خلال اختيار العوامل الملائمة للتصوير واختيار أفلام وصفائح مكثفة ذات كفاءة عالية، وتصحيح وضعية المريض أثناء التصوير، والتأكد من جاهزية المريض للفحص وتوخي الدقة في تحديد الحقل الإشعاعي.

الجدول (3): الحد الأدنى لسمك النصف لمرشح جهاز الأشعة.

. X-Ray Tube Voltage (kVp)	Minimum HVL (mm Al)
50	1.5
60	1.8
70	2.1
80	2.3
90	2.5
100	2.7
110	3.0
120	3.2
130	3.5
140	3.8
150	4.1

12. وضع برامج ضمان الجودة (Quality assurance) الملائمة لكل جهاز وإجراء فحوصات ضبط الجودة والنوعية بشكل دوري ومنتظم لكل جزء من جهاز الأشعة حسب ما هو مبين في الجدول (4).

13. وضع برنامج لضبط الجودة للأفلام وغرف التحميض وإجرائها بشكل يومي والتأكد من أدائها قبل المباشرة في إجراء الفحوصات الإشعاعية حيث إن الفلم والصورة الإشعاعية هي المكمل لإجراءات الوقاية السابقة والخلل فيها يؤدي الى إحباط كافة إجراءات الوقاية الإشعاعية السابقة كون الفلم يحتوي المعلومات التشخيصية كنتيجة للفحص الإشعاعي .

الجدول (4): فحوصات ضبط الجودة ودورية أجرائها.

QA Test	Acceptance	Regular QA
X-ray tube focal spot	✓	Tube change
KVp accuracy and reproducibility	✓	Annually
Timer accuracy and reproducibility	✓	Annually
Linearity of radiation output	✓	Annually
Beam HVL	✓	Tube change
X-Ray beam/light beam coincidence	✓	Annually
Fluoroscopy patient dose rates	✓	Annually
Fluoroscopy resolution	✓	Annually

القياسات الإشعاعية في الأجهزة التشخيصية:

من أساسيات الوقاية الإشعاعية بشكل عام هو إجراء المسح والقياسات الإشعاعية لاماكن العمل الإشعاعي والبيئة المحيطة. وفي حال العمل الإشعاعي الذي يتضمن إجراء الفحوصات الإشعاعية لغايات التشخيص، فان هناك مجموعة من

القياسات يجب القيام با لاماكن العمل الإشعاعي ومحيطه، وإجراء القياسات المتعلقة بالأجهزة الإشعاعية، للتأكد من سلامة إجراءات الوقاية الإشعاعية وكفاءة عمل نظم الوقاية والسلامة الإشعاعية، وهذه القياسات تشمل:

1. قياس الجرعة ومعدل الجرعة.
2. قياس التسرب الإشعاعي لأنبوب الأشعة.
3. قياس مستويات الإشعاع في أماكن العمل الإشعاعي ومحيطه لغايات المسح والمراقبة الإشعاعية.

ولإجراء هذه القياسات يشترط أن تكون أجهزة القياس والكواشف الإشعاعية التي تتم فيها هذه القياسات معايرة في مختبرات معتمدة للمعايرة، ومن قبل أشخاص مؤهلين لهذه الغاية، والتأكد من استمرارية إجراء هذه المعايرة بشكل دوري حسب طبيعة القياس، وكذلك التأكد من سلامة ودقة عمل هذه الأجهزة. وفيما يلي سنقوم باستعراض هذه القياسات وكيفية إجراءها وأجهزة القياس الإشعاعي المستخدمة لهذه القياسات.

- **قياس الجرعة ومعدل الجرعة:**

بالعادة تكون الجرعة الإشعاعية للمريض في الأشعة التشخيصية حسب نوع الفحص، أو تكون محكومة بحدود إرشادية لجرعة المريض، وليست إلزامية، كتلك الصادرة عن الوكالة الدولية للطاقة الذرية IAEA، والتي تقاس من خلال قياس الجرعة الممتصة في جلد المريض ومقارنتها مع هذه الحدود الإرشادية، لغاية تحقيق التبريرات والمسوغات المقبولة، لتحقيق الغاية المطلوبة من إعطاء هذه الجرعة، وبالتالي القناعة من أداء الممارسة الإشعاعية ضمن أسس سليمة.

ولقياس الجرعة الإشعاعية الناتجة عن أجهزة التصوير التقليدية وذلك من خلال قياس مقدار جرعة الجلد يتم هذا القياس كما يلي:

1. لكل نوع من الفحوصات الإشعاعية يتم معرفة طاقة الإشعاع (KVp) و (mAs) ومساحة الحقل الإشعاعي على جسم المريض والمسافة بين بؤرة جهاز الأشعة وجلد المريض وحجم البقعة المحرقية (focal spot size) المستخدمة لتصوير مريض بالغ.
2. يتم وضع محاكي وهمي مكافئ لجسم الإنسان (المريض) تحت جهاز التصوير، وبالوضع المماثل لوضعية المريض أثناء الفحص، ويتم وضع الجهاز على نفس القيم الواردة في البند الأول. وفي حال عدم توفر محاكي وهمي مكافئ لجسم الإنسان، يمكن استخدام محاكي وهمي من مادة أل (Acrylic) كونها اقل كلفة، إلا أن الأول أفضل في حال توفره.
3. يتم وضع كاشف حجرة التأين صغير الحجم (10–30 cc)، أو وضع وضحات قياس الإشعاع (TLD) بعد معايرتها، في منتصف الحقل الإشعاعي من جهة أنبوب الأشعة، ويتم عمل صورة إشعاعية وقياس مقدار هذه الجرعة.
4. في حال استخدام كاشف حجرة التأين، تأكد من تحويل مقدار التعرض الى جرعة ممتصة بضربها بمعامل تحويل مقدار التعرض الى جرعة ممتصة والذي يساوي 0.87 في الهواء (1 R = 0.87 rad in air). وفي الوقت الحالي يتوفر العديد من كواشف حجرة التأين وأجهزة القياس التي تقوم بتحويل الجرعة وقراءتها من على الجهاز مباشرة.

5. من ثم تتم مقارنة قيمة الجرعة المقاسة مع قيم الحدود المرجعية والمبينة في الجدول رقم (5) ويتم تكرار هذه الخطوات لبقية الأنواع من الفحوصات الإشعاعية وبذا يمكن تقيم الممارسة الإشعاعية ومدى تناغمها مع المعايير الدولية للوقاية الإشعاعية المتبعة.

الجدول (5):حدود الجرعات الإرشادية الممتصة في جلد المريض حسب IAEA [59].

Procedure	Skin Absorbed Dose/ Radiograph (mGy)
Lumbar spine (AP, Lat)	10, 30
Abdomen AP	10
Pelvis AP	10
Hip AP	10
Thoracic spine (AP, Lat)	7, 20
Dental Periapical , AP	7, 5
Chest (AP, Lat)	0.4, 1.5
Skull (AP, Lat)	5, 3
Head CT	50 (multiple scan average dose - MSAD)
Lumbar spine CT	35 (MSAD)
Abdominal CT	25 (MSAD)
Mammography no grid	1.0 *
(cranio-caudal) with grid	3.0
Fluoroscopy normal operation	25 mGy/min
High dose rate	100

* (mean glandular dose, 50:50 breast, 4.5 cm compressed thickness)

بالنسبة للجرعات الإشعاعية في الأشعة التشخيصية، وبالأخص في أجهزة التصوير الفلورسكوبي تكون مرتفعة نوعا ما، وذلك للمدة الزمنية التي تستغرقها هذه الفحوصات وقد تبلغ هذه الجرعة حدود 300 ملي جري لفحص يستغرق عدة دقائق، وهذه الجرعة مرتفعة مقارنة مع الجرعات الناتجة عن الفحوصات التي تجرى باستخدام أجهزة أخرى ،هذا بالإضافة الى أن طريقة قياس معدل الجرعة قد تكون أكثر تعقيدا لذا يكمن تقسيمه الى نوعين من القياس:

- الأول قياس المعدل الأقصى للجرعة.
- والثاني قياس المعدل العادي للجرعة.

ويتم القياس في كلا الحالتين بوضع الكاشف من جهة أنبوب الأشعة، وعلى بعد 30 سم من الشاشة المكثفة حيث مكان دخول الأشعة الى جسم المريض، مع ملاحظة بأنه في معظم أجهزة الفلورسكوبي يكون الأنبوب في الأسفل. ولقياس معدل الجرعة الإشعاعية الناتجة عن أجهزة الفلورسكوبي يتم إجراء ما يلي:

1. لقياس معدل الجرعة الأقصى يتم القياس بوضعية التعرض الاتوماتيكي (automatic exposure) وبوجود صفيحة من الرصاص بسمك 2 ملم من الرصاص على وجهة الشاشة المكثفة (image intensifier) وذلك لجعل الجهاز يعمل بطاقته القصوى من حيث طاقة الإشعاع (kVp) و (mAs).
2. توضع شرائح من مادة مكافئة لأنسجة الإنسان بسمك 30 سم بين الأنبوب والشاشة المكثفة أو بوضع سمك يبلغ 2 ملم من مادة النحاس على الشاشة المكثفة.

3. يتم وضع مقياس الأشعة – كاشف الحجرة الأيونية – ويتم ضبط قراءة الجهاز على معدل الجرعة في المنتصف ويتم تشغيل الجهاز لإعطاء تعرض إشعاعي.
4. يتم قياس معدل الجرعة والتي يجب أن لا تزيد عن 100 ملي جري لكل دقيقة في حال قياس معدل الجرعة الأعلى، و50 ملي جري لكل دقيقة لقياس معدل الجرعة العادي، وفي حالة ضبط جهاز الفلورسكوب على وضعية التيار العالي فان معدل الجرعة يجب أن لا يزيد عن 150 ملي جري لكل دقيقة.

- **قياس التسرب الإشعاعي لأنبوب الأشعة:**

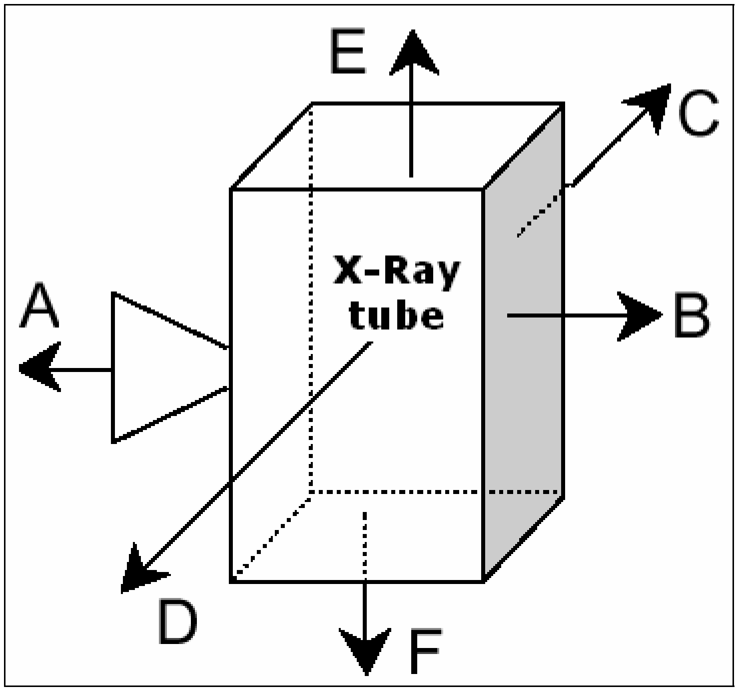
أما بالنسبة للقياس الثاني وهو قياس التسرب الإشعاعي لأنبوب الأشعة، وضرورة هذا الفحص تكمن باحتمالية وجود أشعة متسربة من أنبوب الأشعة، ومقدار هذا التسرب موجود ومحدود بنسبة معينة تبلغ 1 ملي جري لكل ساعة على بعد متر واحد من بؤرة أنبوب الأشعة وفي مساحة 100سم2 وعلى وضعية التشغيل القصوى لجهاز الأشعة. ولكن عندما يتم عمل صيانة لأنبوب الأشعة، أو نتيجة لحمل العمل على الأنبوب فانه من الممكن حصول زيادة في هذه النسبة لعدة عوامل مرتبطة بمحددات حقل الأشعة والتدريع الداخلي لأنبوب الأشعة.

ويتم عمل هذا القياس كما يلي:

1. يتم غلق محددات حقل الأشعة إغلاقا كاملا، ومن ثم توضع صفيحة من الرصاص بسمك 2 ملم على محددات حقل الأشعة بحيث تغلق وجهه المحدد، لضمان قياس الأشعة المتسربة فقط لاحتمالية تسرب الأشعة من حواف المحدد عند الإغلاق.
2. يتم وضع حافظات الأفلام مزودة بأفلام الأشعة حول الأنبوب، ويكون وجهة الفلم باتجاه الأنبوب وفي كل مرة يوضع من 2 الى 3 حافظات.
3. قم بعمل تعرض إشعاعي على طاقة الجهاز القصوى، وبعد تظهير الأفلام يمكن معرفة أماكن التسرب من الأنبوب حسب الأسوداد على الأفلام.
4. ولقياس مقدار التسرب يتم استخدام كاشف الحجرة الأيونية ذو حجم كبير لا يقل عن 200 cc - يفضل في العادة أكثر من 500 cc- بعد وضعة على مسافة 1 متر من بؤرة أنبوب الأشعة، ومن ثم تعريض الكاشف للأشعة على الطاقة القصوى للجهاز، ومن ثم يتم تسجيل القراءة الأعلى للجهاز.
5. يفضل في حالة استخدام كاشف إشعاعي حجمه اقل من 500 cc وضع الكاشف على مسافة 50 سم ومن ثم يتم عمل تصحيح للجرعة باستخدام قانون التربيع العكسي.
6. يتم إجراء القياس باتباع الخطوات السابقة بوضع الكاشف في عدة نقاط حول الأنبوب ومن جميع الاتجاهات حسب ما هو مبين في الشكل (8) في النقاط A,B,C,D,E,F على الأقل.
7. من ثم يتم تصحيح القراءات لإيجاد مقدار التسرب في الساعة الواحدة (انظر المثال التالي).

مثال:

أنبوب أشعة يبلغ التيار المتواصل (الفعال) فيه 2 ملي أمبير، وجد فيه تسرب إشعاعي، وتم قياس مقدار هذا التسرب على بعد 50 سم، حيث تم تسجيل قراءة 500 ميكروجري من تعرض إشعاعي تم على وضعية 200 ملي أمبير، ولمدة زمنية بلغت 1.5 ثانية. احسب مقدار التسرب الإشعاعي؟



الشكل (8): نقاط قياس التسرب الإشعاعي حول أنبوب الأشعة.

الحل:

لحساب قيمة التسرب على بعد متر واحد عن الأنبوب في الساعة، نقوم أولا بإيجاد الجرعة على بعد متر واحد باستخدام قانون التربيع العكسي كما يلي:

$$D_{1m} = 500\mu Gy \times \frac{(0.5)^2}{(1)^2} = 125\mu Gy$$

هذه الجرعة على بعد متر من الأنبوب تمت في زمن قدرة 1.5 ثانية ويتم حساب الجرعة في الساعة:

$$\frac{125}{1.5}\mu Gy \times 60 \times 60 = 300mGy$$

وكون التيار المتواصل الأقصى في الجهاز يبلغ 2 ملي أمبير، وتم استخدام 200 ملي أمبير، فان الجرعة تكون على بعد متر في ساعة واحدة كما يلي، لأننا بحاجة لقياس مقدار التسرب على الطاقة القصوى من جهد وتيار، وبالتالي فان قيمة 2ملي أمبير ستكون هي القصوى من التيار البالغ 200 ملي أمبير:

$$300mGy \times \frac{2}{200} = 3.0mGy$$

وهذه القيمة للتسرب الإشعاعي تزيد عن الحدود المسموح با (1ملي جري لكل ساعة) بمقدار 2 ملي جري لكل ساعة، وبناء عليه، فان جهاز الأشعة لا يفيء بشروط الوقاية الإشعاعية.

- **قياس مستويات الإشعاع في أماكن العمل الإشعاعي ومحيطها:**

قياس ومراقبة الإشعاع في أماكن العمل الإشعاعي على صلة وثيقة بحماية العاملين من أطباء وفنيين وطاقم التمريض، وهذه القياسات تشكل نوع من المراقبة لاماكن العمل الإشعاعي، وهذه القياسات يجب أن تتم قبل المباشرة في العمل الإشعاعي لأول مرة، وكذلك عند إجراء أي تغير في مكان العمل الإشعاعي وبشكل دوري وبوتيرة سنوية.

تشمل قياسات أماكن العمل عدة نقاط في مكان العمل وخارجه، وكذلك خلف الدروع الواقية عند لوحات التحكم، وخلف النوافذ المرصصة، وتتم هذه القياسات إما بواسطة أجهزة المسح الإشعاعي مباشرة في نقاط مختلفة في غرف الأشعة وخارجها، وفي الممرات وأماكن الانتظار وأماكن تبديل الملابس وأماكن الاستراحة للعاملين، وتتم هذه القياسات إما باستخدام الوضحات TLD، أو الأفلام، وذلك بوضع هذه الوضحات أو الأفلام في عدة نقاط تبعد الواحدة عن الأخرى حوالي 1.5 متر على الأرض، وتركها لمدة شهر، ومن ثم قياسها. ويجب ملاحظة بان هذه القياسات لا تغني بأي شكل من الإشكال عن برنامج قياس الجرعات الشخصية للعاملين، ولكنها تعتبر كصورة مرجعية لمكان العمل الإشعاعي ومحيطه.

الأفلام الإشعاعية والغرف المظلمة:

الأفلام الإشعاعية والغرف المظلمة عامل أساسي في نجاح الفحص التشخيصي، كونها هي التي ستبرز النتيجة النهاية للفحص، وكلما كانت الصورة على درجه عالية من الدقة والوضوح، كلما ارتفعت القيمة التشخيصية للفحص الإشعاعي لذا فانه من المهم جدا توفير العوامل التي تحافظ على سلامة فلم الأشعة وسلامة إجراءات تظهيره بتوفير مكان العمل المناسب لعملية التظهير، ومنع التداخل للعوامل التي تؤثر سلباً في الصورة الإشعاعية.

بالنسبة للفلم يجب أن يتم حفظ الأفلام غير المستخدمة بعيدا عن الأشعة في أماكن تخزين مناسبة من حيث الرطوبة والتهوية والتدريع، لضمان عدم وصول الأشعة إليها. حيث أن وصول الإشعاع إليها يعني عمل خلفية ذات درجة معينة من الاسوداد تؤثر على وضوح الصورة الإشعاعية، وإخفاء المعالم المهمة في الصورة، مع الانتباه دائما لعدم ثني الأفلام أو تعريضها للحرارة، وأتباع تعليمات سلامة الفلم والتي تكون مدونة على العلبة الحافظة للأفلام. أما بالنسبة للحافظات والصفائح المكثفة يجب التأكد من صلاحية الحافظة، وان تغلق بإحكام لمنع تسرب الضوء إليها أثناء تجهيزها للتصوير، وكذلك التأكد من خلوها من العيوب والتشققات والنقور والكسور، وذلك من فحصها واختبارها بشكل دوري ومنتظم من خلال برامج ضبط الجودة.

أما بالنسبة للغرف المظلمة والتي تعتبر المحيط والبيئة التي يتم فيها أكمال الفحص الإشعاعي، يجب أن تتوفر في الغرف عدة متطلبات، أهمها بعدها عن مصادر الإشعاع، أو تدريعها بالشكل المناسب بما يضمن عدم وصول الأشعة إليها، وكذلك أن تكون محكمة بشكل مناسب يمنع وصول الضوء إليها من شقوق الأبواب أو الشبابيك أو فتحات التهوية، كما يفضل وجود فتحة يتم من خلالها تمرير حافظات الأفلام المعبأة بالأفلام الى مكان التصوير،كما يجب أن تحتوي على نظام تهوية مناسب بالإضافة الى وجود ضوء أمان فيها.

أما بالنسبة لمكان تعبئة الأفلام فيجب أن يكون نظيفاً وخالياً من العوائق، للسرعة والسهولة في عملية تعبئة الفلم في الحافظة، كما يجب أن تكون علبة الأفلام تحت أو بجانب المكان مباشرة، لسرعة اخذ الفلم من العلبة وتعبئته في الحافظة، كما يجب أن تكون الغرفة مخصصة لغايات تعبئة الأفلام وتحميضها فقط وليس لأي إغراض أخرى.

الفصل السادس عشر
الوقاية الإشعاعية في الطب النووي

المقدمة:

تستعمل العديد من المواد المشعة في الطب النووي أما لغايات التشخيص، أو العلاج. ومعظم هذه المواد من النوع المفضوض غير المحكم الإغلاق *(Unsealed)*. وفي الطب النووي كما في غيرها من الممارسات يتم ترجيح الفائدة على الضرر الناتج عند استخدام المادة المشعة، وتزداد الفوائد إذا ما تم التعامل مع هذه المواد ضمن أسس ومرجعيات الوقاية الإشعاعية، مما يقلل الإخطار بالنسبة للعاملين والمرضى على حد سواء. فالوقاية الإشعاعية في الطب النووي تعني تقليل الأثر الخارجي للإشعاع، وكذلك تخفيض كمية الأخذ الداخلي بالنسبة للعاملين، والوصول الى اقل ما يمكن من الأضرار، وبالمقابل زيادة الفائدة بأكثر ما يمكن بالنسبة للمريض وعائلته من خلال إتباع تعليمات الوقاية الإشعاعية واتخاذ الاحتياطات اللازمة.

يشمل الطب النووي نوعين من الاستخدام للمواد المشعة، النوع الأول هو استخدام المواد المشعة لغايات التشخيص، لدراسة الوظائف الحيوية للجسم، والنوع الثاني هو الاستخدام لأغراض علاجية. والمواد المشعة المنتجة لغايات الاستخدام في الطب النووي تندرج بالعادة تحت مسمي العقاقير المشعة *(radiopharmaceuticals)*، والتي يؤخذ في الاعتبار عند تصنيعها أولا، شكلها الكيماوي، وبالتالي طريقة تفاعلها الحيوي في الجسم من خلال تحديد العضو أو النسيج الذي ستذهب إليه أو يفترض أن تذهب إليه بتعقب المسار البيوكميائي للمادة وبالتالي الدلالة على وظائفه الحيوية، وهذا هو الأساس في استخدام المادة المشعة في الطب النووي. أما الاعتبار الثاني فهو الخصائص الفيزيائية للمادة المشعة مثل طاقة ونوع الإشعاع المنبعث عن المادة، وعمر النصف الإشعاعي، وتحديد الطريقة الأفضل لقياسها وتعقبها، ومعرفة المدة الزمنية اللازمة للتخلص منها خارج الجسم، أو اضمحلالها فيه، بالإضافة لمعرفة المخاطر المصاحبة للمادة ومدى تأثيرها على المريض.

أغراض التشخيص في الطب النووي ليست كما هي الأشعة التشخيصية أو التصوير بالرنين المغناطيسي أو الأمواج فوق الصوتية، فهو اقل وضوحا مقارنه مع هذه الفحوص من حيث التفصيلات الداخلية للجسم، ولكنه متمم لهذه الفحوص كونه يقدم الصورة الوظيفية للجسم وليس التشريحية. أما الفرق بين الاستخدام التشخيصي والاستخدام العلاجي في الطب النووي، هو بأنه في النوع الأول يتم المحافظة على جرعة جسم المريض أقل ما يمكن، أما في النوع العلاجي فانه يتم إعطاء اكبر جرعة ممكنة للعضو المراد معالجته للقضاء على المرض، ولا تسبب الضرر للأعضاء

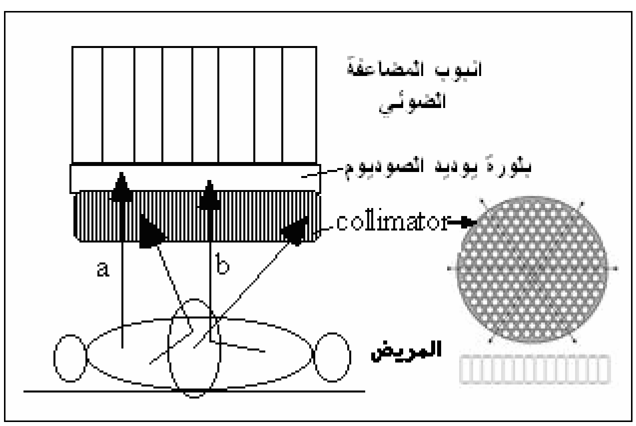
والأنسجة الأخرى في الجسم، وبالأخص الأنسجة الأكثر حساسية للإشعاع المؤين، حيث أن الأمر لا يعتمد على المادة المشعة فقط، وإنما على سلوكها الحيوي داخل الجسم أيضا.

الطب النووي التشخيصي يشمل نوعين من الفحوصات هما إجراء الفحوصات داخل الجسم الحي *(in vivo)* والثاني إجراء الفحص خارج الجسم الحي *(in vitro)*، في النوع الأول يتم حقن المادة المشعة الاقتفائية في الجسم، ومن ثم تعقب هذه المادة بواسطة الكاشف الإشعاعي *(Gamma Camera)* من خلال الكشف عن مصدر الانبعاث الفوتوني لأشعة جاما، وبالتالي تحديد موقعها. أما النوع الأخر فانه يتم اخذ عينة من جسم المريض، ومن ثم تستخدم المادة المشعة للفحص، وبهذه الطريقة تكون كمية المادة المشعة التي تستخدم في هذا النوع من الفحوص ضئيلة، وهذه الفحوص بأغلبيتها هي فحوصات المناعة *(Radioimmunoassay)* .

إن طبيعة الاستخدام في الطب النووي سواء للتشخيص أو العلاج ونوع الفحوصات تحدد في النهاية الطريقة المثلى للوقاية الإشعاعية في أقسام ومختبرات الطب النووي.

التصوير بالجاما كاميرا *(Gamma camera imaging)*:

يتم التصوير في الطب النووي باستخدام الجاما كاميرا، والتي تتكون من كاشف إشعاعي وميضي هو عبارة عن بلورة يوديد الصوديوم *(NaI)*، وتتكون هذه البلورة ذات مساحة كبيرة وبسمك حوالي 1سم، وذلك لتغطية اكبر قدر يمكن من الجسم، ويحيط بهذه البلورة تدريع مناسب وذلك للتقليل من تأثير الإشعاع الطبيعي أو أية مصادر أخرى غير جسم المريض، وتحتوي على مسدد (collimator) يغطي وجه البلورة الأمامي، يحتوي على العديد من الثقوب التي تحدد موقع الانبعاث الإشعاعي، وتحتوي كذلك على مصفوفة من المضاعفات الضوئية *(photomultiplier)* تغطي الوجه الخلفي للبلورة، تقوم هذه المضاعفات الضوئية بتضخيم الضوء الوميضي الصادر عن البلورة عندما يتم تفاعل فوتون الأشعة الصادر من جسم المريض نتيجة لوجود المادة المشعة فيه مع بلورة الكاشف، كما هو موضح بالشكل (1).



الشكل (1): الجاما كاميرا مبينا عليها المسدد وبلورة الكاشف والمضاعفات الضوئية.

عندما يتم انبعاث أشعة جاما من جسم المريض ومن ثم تفاعلها مع بلورة الكاشف، كما a,b في الشكل (1)، يتم تحديد موقع انطلاق هذه الفوتونات بواسطة منظومة إليكترونية، والفوتونات الإشعاعية التي تنبعث من مكان معين وتسير بمسار معين وتتفاعل مع البلورة في المكان غير المقابل لمكان الانبعاث يتم اختزاله بواسطة المسدد، حيث يقوم

بامتصاص هذا الفوتون الذي يحمل معلومة مظللة، ومن هنا نلاحظ أهمية وجود المسدد في عملية التصوير، حيث انه يسمح بمرور الفوتونات المنبعثة من جسم المريض بشكل متوازي فقط، ويمنع مرور غيرها من الفوتونات. أما المنظومة الالكترونية فإنها تقوم بتحديد موقع الانبعاث الذي يقابل موقع التفاعل وتحديد الإحداثي السيني والصادي، ليتم في النهاية معالجة هذه القيم والمواقع لتكوين الصورة النهائية التي توضح مكان تواجد المادة المشعة في العضو المراد تشخيصه، وبالتالي معرفة الأداء الوظيفي للعضو.

المواد المشعة المستخدمة في الطب النووي وطرق إعطائها:

كما ذكرنا سابقا يتم استخدام المادة المشعة إما لغاية تشخيصية أو علاجية، فالمواد المشعة التي تستخدم لغايات التشخيص داخل الجسم يجب أن تكون من المواد التي تنتج فوتونات أشعة جاما بوفرة لزيادة فاعلية الكشف عنها من خلال الجاما كاميرا، وأن تكون طاقة الإشعاع المنبعث قابله للكشف[1]. كما يجب أن تكون خالية من انبعاث الجسيمات المشحونة حيث أن هذه الجسيمات تمتص بالقرب من مكان انبعاثها مما يؤدي الى زيادة الجرعة الإشعاعية للمريض دون الحصول على أي فائدة تشخيصية منها، وكذلك يجب أن تكون ذات نصف عمر إشعاعي قصير حتى تضمحل من جسم المريض بعد إجراء الفحص وتقليل مدة تعرض المريض للآثار السلبية للإشعاع.

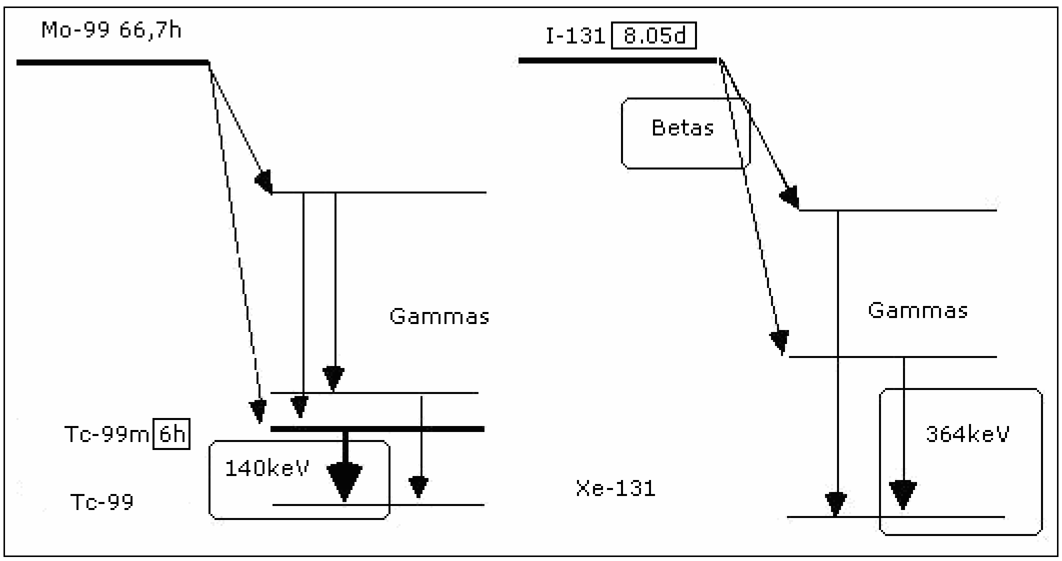
أما بالنسبة للمواد المشعة المستخدمة في الفحوصات التي تتم خارج الجسم الحي، لا يوجد عليها محاذير كثيرة كونها تجرى على العينات خارج الجسم، والكميات المستخدمة بالعادة ضئيلة. أما بالنسبة لمواصفات المواد المستخدمة لهذه الفحوصات فإنها تكون من العناصر المشعة ذات عمر النصف الإشعاعي الطويل لتلائم الفحوصات. وكذلك الخصائص الكيميائية للمادة المشعة، بحيث تكون إحدى نظائر العناصر المكونة للعينة أو تمثل معظم مكونات العينة ولها قدرة تعقب بيولوجية في العينة. أما بالنسبة لطاقة الإشعاع فيجب أن تكون منخفضة وذلك للمحافظة على العينة من التلف الإشعاعي نتيجة امتصاص طاقة الإشعاع في العينة نفسها.

عندما يتم استخدام المادة المشعة لغايات العلاج، فان أهم ما يجب أن تتميز به المادة هو قدرتها على منح جرعة كبيرة للعضو المراد معالجته في فترة زمنية قصيرة. والعناصر المناسبة لهذه الغاية هي العناصر الباعثة للجسيمات المشحونة. وتكون باعثات جسيمات بيتا الأكثر ملاءمة في الاستخدام الطبي، وبالأخص تلك التي يرافقها أشعة جاما لغايات التصوير، ويكون عمر النصف الإشعاعي لها قصير ومعتدل (بضعة أيام)، وذلك لعمل توازن بين الفائدة من إعطاء جرعة كبيرة بزمن قصير للخلايا المصابة وحماية الخلايا السليمة من الخطر الإشعاعي في حال تم إعطاء الجرعة في زمن قصير جدا.

يتم إعطاء المادة المشعة للمريض أما عن طريق الوريد (الدم)، أو من خلال الجهاز الهضمي أو التنفسي. ومن ثم تصل المادة المشعة الى جهتها المقصودة بعدة طرق، منها أن تصل ايونات المادة الى نسيج أو عضو معين مثل عنصر ^{67}Ga، و ^{125}I، و ^{131}I، أو من خلال تحميل المادة المشعة بواسطة توسيم بعض الجزيئات أو المركبات مثل الجلوكوز والببتيد *(peptides)*، و *(monoclonal antibodies)* وغيرها من المركبات، بمادة مشعة مثل عنصر التكنيشوم ^{99}Tc واليود ^{123}I، لتتركز داخل العضو بكمية قابلة للقياس والكشف.

[1] الطاقة القابلة للكشف حوالي 100-300 كيلو إلكترون فولت وتم تطويرها الآن لتصل الى 511 كيلو إلكترون فولت.

المواد المشعة الأكثر شيوعا واستخداما في الطب النووي هي $({}^{99m}Tc, {}^{201}Tl, {}^{131}I, {}^{67}Ga)$ يليها مواد تستخدم على نطاق محدود مثل $({}^{89}Sr, {}^{111}In, {}^{123}I)$ ،والمواد التي تستخدم في تصوير الانبعاث باستخدام البزترون (PET) والتي تكون بالعادة ذات عمر نصف إشعاعي قصير جداً، كما تستخدم بعض المواد لغايات الفحوصات المتعلقة بمنظومة التصوير ولغايات المعايرة وقياس الجرعات مثل عنصر الكوبالت والسيزيوم ولكنة يمكننا القول بان أكثر من 90 % من الفحوصات التشخيصية بالطب النووي تتم باستخدام مادة التكنيشوم و90 % من الاستخدام العلاجي يتم باستخدام اليود ${}^{131}I$، نظرا لملاءمة خصائص هذه العناصر مع غاية الاستخدام المنظورة، والشكل (2) يبين مخطط الانحلال الإشعاعي لهذين العنصرين.



الشكل (2): مخطط الانحلال الإشعاعي لعنصر التكنيشوم واليود ${}^{131}I$ المستخدمين في الطب النووي.

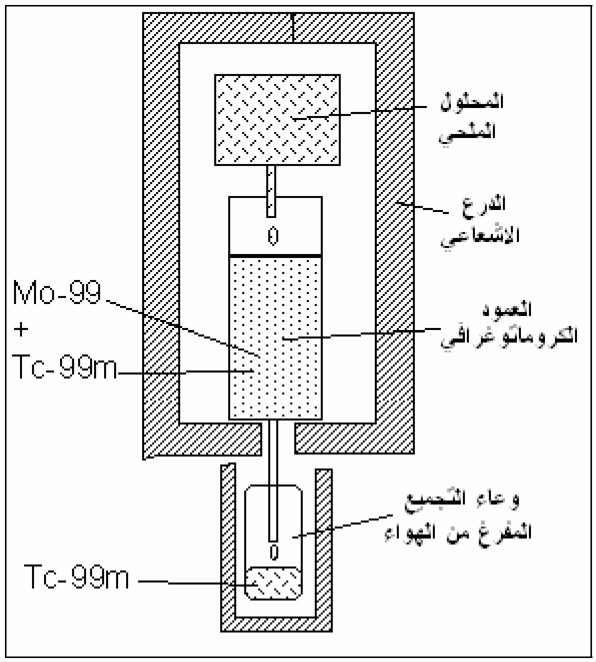
الوقاية الإشعاعية في الطب النووي:

استلام وتخزين المواد المشعة:

إجراءات الوقاية الإشعاعية في الطب النووي تبدأ مع وصول المادة المشعة الى مكان العمل ومرورا بتخزينها وتحضير المادة المشعة وإعطاءها للمريض وإجراء الفحص ولغاية خروج المريض من القسم. ونظرا لان معظم المواد المشعة يتم إعطاءها للمريض من خلال الحقن الوريدي (intravenous injection)، يتطلب الأمر درجة عالية من الحيطة والحذر، بالإضافة الى المعايير الخاصة بتصنيع المادة المشعة والمتعلقة بنقاوة المادة كعقار طبي والمدة الزمنية للتخزين. وهذه المعايير من الممكن توفرها في عملية تحضير وإنتاج عنصر التكنيشوم كون هذا العنصر يولد من عنصر الموليبدنيوم الأم ${}^{99}Mo$ الذي يبلغ عمر النصف الإشعاعي له 66.7 ساعة، بحيث يتم تزويد الأقسام بذه المادة أسبوعيا ليتم استحلاب الذرات الابنة (التكنيشوم) من هذه المولدات بطريقة الحلب، أي بجمع هذه الذرات المتولدة على فترات معينة من المولد المبين في الشكل (3)، حيث يتم فصل ذرات التكنيشوم المتولدة من عنصر المليبدونوم خلال مرورها بالعمود الكروماتوغرافي، حيث يتم امتصاص ذرات المليبدونوم وتسمح لذرات التكنيشوم بالمرور الى محلول ملحي معقم تجمع

فيه هذه الذرات بالشكل الكيميائي *(pertechnetate)*، ليتم استخلاصها بمعدل مرتين يوميا، ويستخدم هذا المولد لحوالي 3 أعمار النصف الإشعاعي لعنصر المليبدونوم والتي تبلغ حوالي الأسبوع.

بعد عملية الاستخلاص يتم تحضير مادة التكنيشوم المشع بإضافتها لبعÈ المركبات الكيميائية حسب نوع الفحص المطلوب مثل *(DTPA, DMSA, MAG3)* لفحوصات الكلى و *(sulphur colloid)* لفحوصات الكبد و *(HMPAO)* لفحوصات الدماغ و *(phosphates, phosphonates)* لفحوصات العظام.



الشكل (3): مولد التكنيشوم حيث يتم فيه فصل مادة التكنيشوم المتولدة عن عنصر الموليبدنيوم .

يتم قياس النشاط الإشعاعي للمادة المشعة بعد عملية تحضيرها بوحدة (MBq/mL) وباستخدام مقياس معايرة الجرعة *(dose calibrator)*، ويجب أن تكون متطابقة مع الجرعة الموصى بها من قبل الطبيب وبماÏ لا يتجاوز 10% . ويتم حساب مجمل النشاط الإشعاعي وتقييم مقدار النشاط الإشعاعي عند إعطاء المادة للمريÈ اعتماداً على الزمن، وبما أن سحب المادة المشعة يتم بالحقنة يجب التذكير بوضع الحقنة بغلاف حقنة مصنوع من مادة الرصاص، للوقاية من الإشعاع المنبعث من المادة المشعة.

قد يتم إعطاء المادة المشعة عن طريق الفم مثل مادة اليود على شكل سائل أو كبسولة، وكذلك بالنسبة لمادة التكنيشوم والجاليوم، حيث يمكن إعطاء المادة في بعÈ الحالات عن طريق الفم، أو عن طريق الجهاز التنفسي حيث يتم استنشاق المادة بعد تحويلها الى رذاذ يستنشقه المريÈ بواسطة كمامة كما في حالة *(Tc-99m DTPA)*.

أوţlÏ التصوير في الطÆ النووي:

يتم التصوير في الطب النووي بعدة أوضاع تتناسب مع طبيعة التشخيص المطلوب، فهناك وضعية التصوير الإحصائي أو المسطح، ويتم فيه تصوير جزء من الجسم مباشرة بعد حقن المادة المشعة أو بعد الحقن بمدة معينة تسمح للمادة بالوصول الى العضو المقصود، ووضعية التصوير المتصل المائل حيث تبدأ الكاميرا بالتصوير وبنفس الوقت يتم تغير

زاوية حامل راس الكاميرا، ووضعية التصوير المحوري *(SPECT)* الذي يتم بدوران راس الكاميرا حول المريض بشكل تدريجي حيث يتم أخذ القراءات على زوايا مختلفة، ثم تتم معالجة هذه القراءات حاسوبيا لبناء صورة طبقية للعضو، وكذلك وضعية التصوير الديناميكي من خلال اخذ صور متعاقبة لنفس العضو لعدة ثوان، لمعرفة حركة الدم في العضو وهذا الفحص مشابه للفحوصات البوابة *(Gated studies)* التي تجري لنبضات القلب.

تعتمد جودة الصورة على حساسية منظومة التصوير، ودرجة التباين لها، وهذين العاملين يعتمدان على طاقة الفوتون وتصميم المسدد وسمك بلورة الكاشف ونوعية المضاعف الضوئي، وكلما زاد عدد الفوتونات الإشعاعية كلما زاد وضوح وجودة الصورة، ولكن هذا الأمر يبقى ضمن محاذير الوقاية الإشعاعية ومقدار الجرعة الإشعاعية للمريض.

التعرض الإشعاعي الخارجي والداخلي:

التعرض الخارجي للعاملين:

يتعرض العاملين في أقسام الطب النووي لجرعات إشعاعية نتيجة لتحضير المواد المشعة وإعطاء هذه المواد للمرضى والتعامل مع المريض إثناء التصوير أو القيام بواجباتهم المتعلقة بخدمة المريض إثناء احتكاكهم مع المرضى. فالعامل الإشعاعي معني بالمادة المشعة من بداية استقبالها في القسم وحتى التخلص النهائي منها مرورا بتحضيرها وإعطاءها للمرضى وتصويرهم وتسريحهم من القسم، وبالتالي فان هذا التعرض للمادة المشعة يعتمد على عدة عوامل منها طاقة الإشعاع المنبعث من المادة ووفرة هذه الانبعاثات والنشاطية الإشعاعية للمادة، ومدة التعرض ووجود أو عدم وجود حواجز وقاية واحتياطات الوقاية الإشعاعية.

يعتمد مقدار التعرض الإشعاعي على مقدار قيمة ثابت أشعة جاما بالرنتجن لكل ساعة (Γ)، والذي يمثل معدل الجرعة على بعد متر واحد من مصدر إشعاعي نقطي نشاطه الإشعاعي $(1GBq)$ لأشعة جاما ذات طاقة إشعاعية تزيد عن $(\delta - KeV)$، وهذه الطاقة بالعادة تزيد عن 20 كيلو إليكترون فولت، والجدول (1) يبين هذه القيم لبعض العناصر المشعة المستخدمة في الطب النووي.

من الجدول نلاحظ بان معدل الجرعة في الأنسجة أعلى منها في الهواء، لمعدل الجرعة على بعد متر واحد من مصدر مشع نشاطه الإشعاعي واحد جيجا بيكرل في الهواء ومعدل الجرعة المكافئة في الأنسجة، وذلك لاختلاف مقدار معامل الامتصاص بين الهواء والأنسجة.

الجدول (1): قيم ثابت أشعة جاما للعناصر المشعة المستخدمة في الطب النووي [36].

Radionuclide	Γ_{20} (δ > 20 keV) µGy/h at 1m from 1GBq	$D_{Eff,10mm\ soft\ tissue}$ (µSv/h at 1m from 1GBq)
F-18	140	171
Co-57	13.0	19.1
Ga-67	18.9	26.7
Mo^{99} + Tc^{99m}	34.8	45.0
Tc^{99m}	14.2	21.3
In-111	74.5	87.5
I-131	52.6	66.2
Tl-201	10.2	17.1

يمكن حساب مقدار الجرعة الإشعاعية التي يتلقاها العامل الإشعاعي نتيجة تعامله مع المادة باستخدام القيم الواردة بالجدول (1)، وفي السياق نورد المثال التالي.

مثال:

احسب مقدار الجرعة التي يتلقاها العامل نتيجة التعامل مع عبوة من اليود ^{131}I المشع نشاطها الإشعاعي 200 ميجا بيكرل، يقف على بعد نصف متر من العبوة ولمدة 5 دقائق؟

يمكن حساب الجرعة D' في الساعة من معدل الجرعة الفعالة في الجسم D_E والنشاط الإشعاعي A للمادة المشعة و المسافة d حسب المعادلة التالية :

$$D' = A \times \frac{D_E}{d^2}$$

وتحسب الجرعة على بعد نصف متر في زمن يبلغ 5 دقائق كما يلي:

$$D' = 0.2GBq \times \frac{66.2\mu Sv}{(0.5)^2} \times \frac{5Min.}{60Min.} = 4.4\mu Sv$$

من هذا المثال أعلاه، تمكنا معرفة مدى تأثير المسافة والزمن على مقدار الجرعة، لذا يتوجب على العامل الإشعاعي الابتعاد قدر الامكان عن مصدر الأشعة، وان يقلل زمن التعامل مع المادة المشعة. فعلى سبيل المثال يمكن تخفيض الجرعة الناتجة عن حقنة التكنيشوم للأصابع بمقدار 40 مرة إذا ما تم مسك الحقنة من نهايتها البعيدة عن المادة المشعة، لذا ينصح بعدم زيادة حجم المادة في الحقنة حتى تبقى المادة المشعة بعيدة عن الأصابع، فعلى سبيل المثال، إذا كان هناك ضرورة لإعطاء مادة مشعة حجمها $6ml$، فانه يمكن إعطاءها على جرعتين (باستخدام حقنتين)، كل واحدة فيها $3ml$، وبذا نكون قد حققنا إحدى متطلبات الوقاية الإشعاعية من خلال تخفيض الجرعة للعامل الإشعاعي.

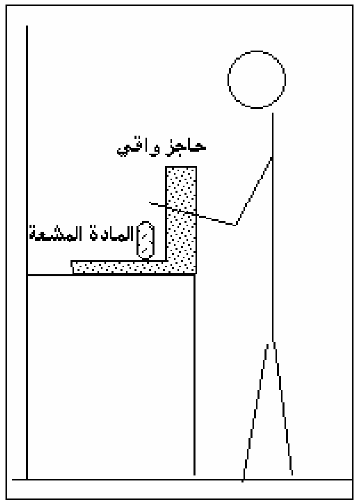
المادة المشعة في العبوة أو في الحقنة يمكن اعتبارها كمصدر نقطي، وينطبق عليها في هذه الحالة قانون التربيع العكسي، أما في حالة تم إعطاء المادة المشعة للمريض وتوزعت بشكل منتظم في جسم المريض، يعتبر المصدر في هذه الحالة مصدر خطي أو حجمي، وبذه الحالة لا ينطبق عليه قانون التربيع العكسي، وإنما قانون المصدر الخطي العكسي (انظر الفصل الخامس - الوحدات والجرعات- القياسات الإشعاعية للمصادر غير النقطية). وفي هذه الحالة يجب الابتعاد قدر الامكان عن المريض بمسافة تزيد عن 2-3 متر. وعند إجراء الحسابات يتم غض النظر عن قيمة الإشعاع الممتص في جسم المريض، لان هذا الامتصاص يتم تعويضه بمقدار الإشعاع المتشتت، لذا فانه من المفضل اخذ قيمة النشاط الإشعاعي للمادة عند إعطائها، وإجراء عملية التصحيح حسب عمر النصف الإشعاعي لضمان هوامش السلامة في الحسابات.

يتم تخفيض الجرعات الإشعاعية الخارجية في الطب النووي من خلال تطبيق المبادي التالية:

1. تقليل الزمن قدر الامكان.
2. الابتعاد عن مصدر الإشعاع قدر المستطاع.

3. استخدام الدروع والحواجز الوقاية.

ويتم تحقيق ذلك من خلال إنجاز العمل بالسرعة الممكنة، ووجود تعليمات مكتوبة في مختبر تحضير العينة، ووجود المواد الأدوات اللازمة في متناول اليد وبالسرعة الممكنة، وإزالة العوائق التي قد تزيد من زمن التعامل مع المادة، واختصار زمن التعامل مع المريÈ قدر الامكان، واستخدام أدوات مناولة لحمل المادة المشعة لإبقائها بعيدة قدر الامكان عن الشخص الذي يتعامل معها، والتعامل مع المادة المشعة من خلف حاجز واقي مثل الزجاج المرصص وكما هو مبين في الشكل (4).



الشكل (4): التعامل مع المادة المشعة من وراء الحاجز الواقي.

يجب استخدام حافظة من الرصاص توضع فيها حقنة المادة المشعة، واستخدام الأنابيب والحقن والماصات من النوع الذي يستخدم لمرة واحدة، ووضعها في حاوية رصاصية بعد الاستخدام مباشرة، ووضع درع إضافي لمولد التكنيشوم بحيث لا تتجاوز الجرعة على السطح مقدار 10 ميكروجري لكل ساعة، وكذلك بالنسبة للمواد المشعة الأخرى وحفظها في مكان مدرع تدريعا مناسبا، (الجدول رقم (2) يبين Ƨك الدرع المناسب من مادة الرصاص والذي يقلل الجرعة لمقدار العشر للمواد المستخدمة في الطب النووي)، كما يجب توفير مكان مبرد ومدرع لبعÈ العقاقير المشعة التي تتطلب الحفظ على درجات حرارة معينة، وتجنب Ƿل المحاكي الوهمي مباشرة عند نقله من مكان الى ïخر، ونقله باستخدام عربة عند النقل.

الجدول (2): قيم السمك العشري لتدريع المواد المشعة في الطب النووي من مادة الرصاص

Energy	Radionuclides	TVL in Pb
< 100 keV	Tl-201, I-125, Xe-133, Gd-153	<0.7 mm
< 150 keV	Co-57, Tc-99m	0.9 mm
< 250 keV	In-111	2.5 mm
< 300 keV	Ga-67	5.3 mm
< 400 keV	I-131	11 mm
< 700 keV	F-18, Mo-99	20 mm

يجب ملاحظة إن المريض يعتبر مصدراً مشعاً، لذا يجب التعامل معه كمصدر مشع، من خلال العمل على تقليل زمن التعامل معه ، وفي حال اقتضت الضرورة للتعامل مع المريض فيجب ارتداء الملابس الواقية عندما تزيد مدة التعامل عن 15 دقيقة، وكذلك يجب العمل على فصل غرف انتظار المرضى عن أماكن انتظار العامة وان تكون بعيدة عن مكان استراحة العاملين أيضا بمسافة لا تقل عن 3 أمتار، أو عمل التدريع اللازم، أو الاثنين معا.

التأثير الإشعاعي الداخلي والخارجي:

ينتج الأخذ للمواد المشعة في الطب النووي عن طريق استخدام المواد المشعة المفضوضة ودخولها الى داخل الجسم عن طريق الاستنشاق، أو عن طريق الجهاز الهضمي أو عن طريق الجلد، وذلك نتيجة خروج المادة المشعة الى المحيط الخارجي، بسب الانسكاب، أو التبخير، أو التسامي، أو التسرب، ومن ثم الى داخل الجسم بإحدى الطرق التي تم ذكرها. فعملية التلوث بمادة اليود المشع قد تؤدي الى تلوث الجلد وبالتالي تعرضه لجرعة عالية من الإشعاع، وكذلك يمكن حصول تعرض إشعاعي غير مبرر نتيجة التلوث نتيجة للحوادث الإشعاعية بشكل غير مقصود أو بسبب الجهل أو عدم اتخاذ الحيطة والحذر. والجرعات التي يتعرض لها الجلد قد تكون على درجة من الخطورة في حالات التلوث الكبيرة كما هو مبين بالجدول رقم (3) [22]. ولتجنب هذه التعرضات لا بد من وجود خطط لمعالجة الحالات الطارئة وتعليمات مكتوبة لطرق إزالة التلوث، وجود إجراءات أخرى للحد من التلوث بالأبخرة والغازات المنبعثة عن بعض المواد المشعة، وبالتالي الحد من وصولها الى الجسم، مما يؤدي الى تخفيض جوهري في قيمة الجرعة الإشعاعية الكلية، حيث أن الجرعة المكافئة الفعالة هي حصيلة تعرض الجسم لمصدر إشعاعي خارجي، مضافا إليه مقدار التعرض الإشعاعي الناتج عن الأخذ الداخلي، عن طريق الجهاز الهضمي والتنفسي والجلد أو من خلال الجروح المفتوحة.

الجدول (3): معدل الجرعة للجلد نتيجة التلوث الإشعاعي[22] .

	Dose rate (mGy/h from 1 MBq/cm^2) at skin Depth of:		
	0.07 mm	0.4 mm	3 mm
P^{32}	1726	990	90
Sr^{89}	1667	887	55
Y^{90}	1756	1049	200
Tc^{99m}	207	-	-
I^{131}	1319	303	-
Tl^{201}	208	-	-

ولحساب الجرعة الإشعاعية الناتجة عن تلوث بمادة مشعة نورد المثال التالي:

مثال:

احسب مقدار الجرعة الإشعاعية الممتصة في الجلد (الخلايا القاعدية والتي تقع على عمق 0.007 مليمتر) نتيجة تلوثه بمادة التكنيشوم المشع نتيجة سقوط قطرة من هذه المادة يبلغ حجمها 10 ميكرولتر من محلول تركيزه الإشعاعي 100 جيجابيكرل لكل 10 ملي لتر وقت حدوث التلوث؟

حجم القطرة يبلغ 10 ميكرو ليتر أو 0.01 ملي لتر وبالتالي فان النشاط الإشعاعي للقطرة يبلغ:

$$A_{Droplet} = 0.01ml \times \frac{100,000MBq}{10ml} = 100MBq$$

من الجدول (3) معدل الجرعة الناتج عن نشاط إشعاعي يبلغ ا ميغابيكرل لكل سنتمتر مربع يساوي 207 ملي جري وعليه فان الجرعة الناتجة عن 100ميجابيكرل تساوي:

$$207 \frac{mGy}{MBq.h} \times 100MBq = 20.700Gy/h$$

وجرعة إشعاعية بذا القدر تتسبب في تقرح الجلد في حال بقائها لمدة ساعة على الجلد، وذلك لان مقدار جرعة العتبة يبلغ 10-15 جري لحدوث التقرحات.

معظم المواد المشعة المستخدمة في الطب النووي تكون على شكل سائل، حيث يتم إعطاءها للمريض عن طريق الحقن أو عن طريق الفم، ومهما كانت الطريقة، يجب اتخاذ الحيطة والحذر من حدوث التلوث، لذا فان معظم خطوات إعداد المادة تتم ضمن شروط معينة تضمن عدم حدوث التلوث. فالمادة والحقنة تكون معقمة، وهذا يساعد في عدم حدوث احتكاك بين المادة المشعة والمحيط الخارجي، ولكن عندما يتم إدخال الإبرة لسحب المادة المشعة وإخراجها بعد عملية السحب، يكون هناك احتمال تسرب قطرات ميكرويه أثناء هذه العملية، وذلك نتيجة الاختلاف في مقدار الضغط داخل العبوة ومقدار الضغط خارجها، لذا هذه العملية تحتاج للحيطة والحذر الإضافيين، وهذا الحال ينطبق أيضا على المادة التي تعطى عن طريق الفم ايضاً. فالحيطة مطلوبة عند وضع الإبرة أو عند تغييرها، وكذلك عند نقل الماصة أو التخلص منها، وذلك لضمان عدم سقوط قطرات صغيرة من المادة المشعة.

المصدر الآخر للتلوث الإشعاعي هو المريض نفسه، فإخراجات جسم المريض بالعادة تحتوى المادة المشعة، لذا فان الأمر يتطلب توفير حمامات خاصة للمرضى مفصولة عن الآخرين، وبالأخص للمرضى المقيمين في المستشفيات. وقد تتلوث أيضا ملابس المريض، وكذلك الأمر بالنسبة الى الأدوات التي يستخدمها المريض، لذا يجب توفير أدوات خاصة يستخدمها المريض والتأكد من عدم استخدامها من قبل الآخرين، ألا بعد التأكد من خلوها من آثار للتلوث الإشعاعي.

في بعض الحالات يتم خلط المادة المشعة مع الوجبات مثل مادة التكنيشوم أو الجاليوم، لغايات فحوصات الجهاز الهضمي، وتولد عملية الخلط هذه القابلية لتلويث أي سطح أو إناء أو أداة على اتصال مع الوجبة المشعة، والأمر قد يحصل مع مادة اليود131 التي توضع داخل كبسولات من الجلاتين أيضا، وذلك لاحتمال نزوح ذرات اليود من الكبسولة الى سطح الكبسولة، وهذا يؤدي الى عملية التلوث عند الإمساك بها أو عند احتكاكها مع إي وسط آخر. وقد يحصل أمر أكثر خطورة، وهو تتك الكبسولة وتناثر محتواها من المادة المشعة، مما يؤدي الى تلوث واسع قد يشمل الغرفة ومحتوياتها، مما يترتب علية إجراءات معقدة لإزالة هذا التلوث، للحد من حدوث تعرضات إشعاعية خارجية وداخلية.

بعض الفحوصات تتطلب إعطاء المادة المشعة بالحالة الغازية، لفحوصات الجهاز التنفسي (التهوية)، مثل بخار اليود المشع ورذاذ التكنيشوم واستخدام غاز الكربتون-81 والزينون-133 المشعين، وبالتالي يتطلب الأمر إجراءات

وقاية معينة إثناء تحضير العينة في مكان يضمن عدم خروج الأبخرة الى المحيط وبالتالي الحد من استنشاقها وتعرض العاملين للجرعات الناتجة عنها. ويجب توفير التهوية والفلاتر المناسبة، نظراً لان مقدار الأخذ السنوي المسموح لبعض العناصر مثل اليود منخفض جدا ويصل الى حوالي 50 كيلوبيكرل في حالة العاملة الحامل، وهذه القيمة تبلغ جزء من عشرين جزء للعامل. الصعوبة في هذه الفحوصات هو حاجة المريض للمساعدة، مما يتطلب التعامل المباشر مع المريض، مما يؤدي الى استنشاق المادة المشعة المنبعثة من المريض، واستنشاقها من قبل العاملين، بالإضافة الى التعرض الخارجي من المريض نتيجة الاحتكاك المباشر مع المريض. فعلى سبيل المثال وجد أن معدل الجرعة للعاملين الناتج عن فحص التهوية باستخدام مادة التكنيشوم يبلغ 0.2 ميكروسيفرت نتيجة الهباء الجوي من تنفس المريض مقارنة بجرعة مقدراها 1.7 ميكروسيفرت نتيجة التعرض الخارجي. ولتجنب هذا النوع من التلوث يجب ارتداء الملابس الوقاية والقفازات والكمامات.

قد تختلف ظروف العمل والقياس بأقسام الطب النووي عنها بالمختبرات لطبيعة التعامل الديناميكي مع عدد من المتغيرات المرتبطة بالمرضى وطبيعة العمل نفسه، غير انه من الممكن تخفيض قيمة التعرض الداخلي الناتج عن التلوث بالمواد المشعة من خلال تطبيق إجراءات وقائية صارمة تساهم بالحد من التعرضات غير المبررة وتزيد من دقة النتائج من خلال تطبيق القواعد التالية:

1. استخدم الحد الأدنى المسموح به من المادة المشعة للقيام بالفحص.
2. توفير وسائل إضافية حول العبوة الإشعاعية ومكان التحضير وحاويات الفضلات لمنع التلوث، مثل الورق الصحي القادر على امتصاص القطرات المنسكبة أو الساقطة وتوفير خزانة تحضير الغازات *(fume hood)*، وان يكون مكان العمل منطقة محظورة لغير المعنيين.
3. المراقبة الدائمة والصارمة لإجراءات العمل من الألف الى الياء.
4. استخدام أجهزة مراقبة التلوث والتأكد من سلامة أدائها.
5. فحص الأيدي والملابس والتأكد من عدم وجود تلوث وبعد كل عملية تحضير للمادة المشعة أو حقنها.
6. إجراء المسوحات الإشعاعية لطاولات العمل وأماكن العمل في نهاية كل يوم عمل.
7. عمل فحوصات المسحات الإشعاعية لاماكن العمل والأدوات المستخدمة أسبوعيا.
8. استخدام وسائل الوقاية الشخصية، مثل القفازات والمرايل والعباءات البلاستيكية ذات الاستخدام لمرة واحدة والكمامات.
9. عند إعطاء الجرعة الإشعاعية عن طريق الفم، يجب التأكد من عدم ارتجاج يد المريض أثناء اخذ المادة، والتأكد من عدم وجود عوائق تؤدي الى أعادة لفظ المادة المشعة.
10. توجيه وإيصال المريض الى الجهة أو الخطوة اللاحقة مباشرة.

11. قم بشرح طريقة اخذ المادة المشعة عن طريق التنفس للمريض بشكل مفصل.

12. مساعدة وتحضير المريض وتحضير طاقم التمريض وكافة التجهيزات اللازمة التي يحتاجها المريض قبل إعطاء الجرعة العلاجية من اليود وشرح الخطوات وإجراءات الحجر للمريض.

13. تحضير كافة الأدوات اللازمة لإعطاء الجرعة من الإبر والحقن والشريط الرابط أو اللاصق لتقليل زمن التعامل مع المادة المشعة، والتأكد من جاهزية المريض لأخذ الحقنة. وكذلك وضع القنية *(cannulas)* في رسغ المريض قبل إحضار المادة المشعة، وعند إجراء الفحوصات الديناميكية بمادة (^{201}Tl) أو (^{99m}Tc) ويجب عدم إعطاء الجرعة إلا حين الوصول لجهد القمة أثناء التمرين.

14. حفظ اليود المشع في خزانة الأبخرة وينصح دائما بفتح العبوة لفترة من الزمن للتخلص من اليود المتطاير، وكذلك التخلص من غاز الزينون، حيث يمكن أن يتجمعا في العبوة، سواء كانت العبوة تحتوي على اليود المغلف بالكبسولة أو بالحالة السائلة.

15. في حال سقوط اليود تتم معالجته باستخدام مقدار 25 غم من مادة *(sodium thiosulphate)*، بالإضافة الى 2 غم من يوديد الصوديوم المذابة في لتر واحد من *(sodium hydroxide)*.

16. يجب استخدام الماء المقطر وتجنب استخدام ماء الحنفية عند إذابة اليود، وذلك لان مادة الكلورين الموجودة في ماء الشرب تزيد من نسبة تطاير اليود.

17. التأكد من وجود مادة اليود غير المشع (*Stable Iodine*) لمعالجة التلوث باليود في حال حدوثه، وإعطاء المادة غير المشعة يعمل على منع *(block)* اليود المشع من الوصول الى الغدة الدرقية.

18. في حال عدم توفر اليود المستقر أو أقراص الكالسيوم، وفي حال تلوث الجلد بمادة اليود قم بإزالته فورا من على الجلد باستخدام مواد الإزالة للحد من امتصاص الجلد لمادة اليود.

المراقبة الإشعاعية و قياس الجرعات:

في الطب النووي يتم قياس ومراقبة الجرعات الشخصية من التعرض الخارجي باستخدام الوضحات أو الشارة الفيلمية، والوضحات تعتبر أكثر حساسية من الفلم بدقة تبلغ 10 ميكروسيفرت مقابل 100 ميكروسيفرت للأفلام. هذه المقاييس الشخصية تتم قراءتها على فترات لا تزيد عن ثلاثة اشهر. كما أنة من الممكن استخدام مقاييس جيبيه الكترونية يمكن قراءتها مباشرة، وهذه المقاييس جيدة بغض النظر عن تكلفتها. كما انه يمكن استخدام الوضحات على شكل خواتم لمعرفة مقدار جرعة الأيدي والأصابع نتيجة التعامل مع المواد المشعة.

أما لقياس مقدار التلوث بالمواد المشعة على الجلد والملابس، فان طريقة القياس والمقياس المستخدم تعتمد على نوع الممارسة. ففي كل قسم طب نووي يجب توفر أجهزة المسح الإشعاعي المحمولة لقياس معدل الجرعة من نوع حجرة التأين أو جايجر ميلر وان يكون مدى القياس لهذه الأجهزة من الصفر ولغاية 10 ملي سيفرت لكل ساعة ويفضل استخدام الأجهزة سريعة الاستجابة.

أجهزة القياس المحمولة المستخدمة في الطب النووي يمكن استخدامها كأجهزة مسح ومراقبة لمناطق العمل الإشعاعي، ويجب أن تكون مزودة بنظام إنذار صوتي لاستخدامها في المختبر الحار في مكان ثابت، كما يمكن استخدام الوضحات والأفلام لقياس الجرعات الإشعاعية في مناطق العمل خلال فترات زمنية معينة، وكذلك يمكن استخدام هذه الأجهزة كنظام مراقبة في غرف الانتظار وغرف التصوير وغرف المرضى بعد توفير مصدر منتظم للطاقة للتأكد الجاهزية للعمل في كافة الأوقات.

بالنسبة لمراقبة وقياس الأخذ الداخلي للمواد المشعة فيجب عمله إذا كان هناك اخذ حقيقي أو اشتباه بالأخذ للمواد المشعة، وهو غير ضروري في الحالات الاعتيادية وضروري في حالات الحوادث الإشعاعية، ويمكن قياس هذا الأخذ باستخدام جهاز قياس الأخذ لليود في حال التلوث باليود بوضع كاشف بلورة يوديد الصوديوم بالقرب من الغدة الدرقية، أو باستخدام الجاما كاميرا لمعرفة مقدار الأخذ الداخلي من المواد المشعة الأخرى ويتم القياس لمدة لا تقل عن 5 دقائق. كما يمكن استخدام عداد جايجر ميلر في القياس باستخدام كاشف ذو نافذة رقيقة $(2mg/cm^2)$ *of mica* أو بلورة يوديد الصوديوم بسمك 1-2 ملم ونافذة رقيقة $(14mg/cm^2)$ *of Al*، حيث أن هذا النوع من الكواشف يستجيب لطاقة الإشعاع المنخفضة التي تنبعث من العناصر المشعة مثل اليود 125 و 123 والجاليوم 67 والتاليوم 201 نتيجة الانبعاثات الناتجة عن عملية الآسر الالكتروني في هذه المواد.

غالبا ما يتم استخدام أجهزة مراقبة التلوث المنصوبة بمكان ثابت وبشكل دائم لمراقبة التلوث في أقسام الطب النووي وعيادات الطب النووي، وذلك لقياس التلوث على الأيدي بعد عملية تحضير المادة المشعة، أو إعطاء مادة مشعة للمريض، ويجب أن لا تقل مساحة الكاشف في هذه الأجهزة عن 10سنتمتر مربع مع نافذة رقيقة جدا، وان تكون مزودة بنظام إنذار صوتي.

يبلغ متوسط الجرعات الإشعاعية نتيجة العمل في الطب النووي من 1-4 ملي سيفرت في السنة، وهي أعلى من متوسط الجرعات التي يتعرض لها العاملون في أقسام الأشعة التشخيصية والمختبرات. والجرعات التي يتعرض لها العاملون في الطب النووي تعتمد اعتمادا مباشرا على حجم العمل، حيث أن المساهم الأكبر في هذه الجرعات هم المرضى حيث أن متوسط ما يتعرض له العامل نتيجة فحص روتني في الطب النووي يبلغ 1-2 ميكروسيفرت، وإذا ما تم إجراء 5-10 فحوص يوميا فان العامل يتعرض الى جرعة إشعاعية بمتوسط يبلغ بين 10-15مايكروسيفرت وقد يصل الى 20 ميكروسيفرت وفي أقسام التصوير الطبقي بالبزترونات، وقد ترتفع هذه الجرعة الى حوالي الضعف، لذا يتطلب الأمر الانتظام في قراءة الجرعات الشخصية وإطلاع العاملين عليها أولا بأول. ومن المفيد عمل مقارنة لهذه الجرعات مع مراكز أخرى ومقارنة إجراءات الوقاية في هذه المراكز لمراجعة الإجراءات بما يضمن تخفيض مقدار التعرضات في هذه الأقسام من ناحية دراسة وتحديد سبب الزيادة في الجرعات، وإذا كان متعلق بوسائل الوقاية الإشعاعية، أو نتيجة لطبيعة الممارسات لتصحيحها أو تحسينها، وإيجاد وسائل الوقاية الأكثر ملائمة وفعالية.

بالنسبة للجرعات الناتجة عن اخذ المواد المشعة في الأحوال الطبيعية تكون منخفضة بالعادة، فعلى سبيل المثال يبلغ متوسط الجرعة التي يتلقاها العامل والناتجة عن فحص التهوية للجهاز التنفسي باستخدام مادة التكنيشوم حوالي

10-100 مايكروسيفرت بالسنة، وتكون الأعضاء الأكثر تعرضا للإشعاع هي الإطراف (الأيدي) نتيجة التعامل مع المادة المشعة، وقد تبلغ جرعة الإطراف للعامل الذي يقوم بتحضير العينة حوالي أربع أو خمس أضعاف الجرعة التي يتلقاها المتعامل مع المريض.

الوقاية الإشعاعية للمرضى:

الجرعة الإشعاعية التي يتلقاها المريض تعتمد على نوع المادة المشعة والكمية التي يتم با الفحص، وغالبا ما تكون الجرعة التي يتلقاها العضو اكبر من الجرعة التي تتلقاها بقية الأعضاء، وذلك نتيجة تركز المادة المشعة في ذاك العضو وميكانيكية الأخذ والتخلص الحيوية في الجسم. كما يوجد في الجسم بعض الأنسجة تكون أكثر حساسية للإشعاع مثل نخاع العظم والغدد التناسلية والجنين في حالة وجود الحمل. ففي حالة التشخيص باستخدام المواد المشعة لا تكون جرعة العضو على قدر من الأهمية، ولكن معرفة الجرعة الفعالة للجسم تكون على قدر اكبر من الأهمية وهذه الجرعات مبينة في الجدول (4) على افتراض العمومية (التقليدية) في هذه الفحوصات. تبلغ الجرعة الفعالة حدود 1ملي سيفرت لفحص تهوية الرئة ولغاية أكثر من 30 ملي سيفرت لفحوصات (Tl-201) أو (Ga-67)، بينما تبلغ الجرعة الفعالة لأكثر الفحوصات شيوعا في الطب النووي باستخدام مادة التكنيشوم المشع في حدود 2-7 ملي سيفرت، ومن هذه القيم يمكننا القول بان الجرعات التي يتعرض لها مرضى الطب النووي أعلى من تلك التي يتعرض لها مرضى الأشعة التشخيصية، ومع ذلك تبقى هذه الجرعات تحت قيمة حد العتبة بالنسبة للتأثيرات الحتمية للإشعاع إذا ما تم استثناء حالات الحمل بالنسبة لفحوصات مقدار الأخذ باستخدام اليود المشع 131 من حيث تأثيره على الجنين. ولكن تبقى الخطورة في التأثيرات غير العتبية للإشعاع بالنسبة لهذا القدر من الجرعات، ولا يمكننا تحديد وقت وكيفية حصول هذه التأثيرات، حيث أن احتمالية عدم حدوثها قد تكون قائمة، ولا يمكن بأي حال تأكيدها نظرا لشح الدراسات في هذا المجال، ونظرا للوقت التي قد تأخذه هذه الأعراض للظهور أن حدثت. ولكن من الأجدى الأخذ بمبدأ الوقاية الإشعاعية الأساسي (ALARA)، والقاضي بتخفيض الجرعات بقدر المستطاع، وكلما كان الأمر متاحاً.

لغايات تحقيق الوقاية الإشعاعية للمرضى وتخفيض مقدار التعرض الإشعاعي قدر المستطاع وبالقدر الذي يحقق الفائدة المرجوة، يجب باعتبار ما يلي:

- الممارس الجيد في الطب النووي هو من يحاول تخفيض الجرعات غير الضرورية للمرضى.
- عدم القيام بإجراء أي فحص بدون وجود طلب من طبيب مخول.
- إعطاء الحد الأدنى من المادة المشعة والكافية لإجراء الفحص، بعمل توازن بين وزن المريض والمادة المشعة، فعلى سبيل المثال إذا كانت المادة اللازمة لإجراء فحص لشخص بالغ وزنة 70كغم تساوي 800 ميجابيكريل فان طفل وزنه 35 كغم سيحتاج نصف هذه الكمية.
- تجنب حصول الأخطاء في تحضير المادة المشعة وعند إعطاءها للمريض، وذلك بالاسترشاد بتعليمات تحضير المادة المشعة وتعليمات قياسها وإعطاءها للمريض، ويتم ذلك من خلال إتباع التعليمات الملصقة على المادة

المشعة أو العقاقير المشعة، مثل مقدار النشاطية الإشعاعية، وتاريخ قياسها، وتاريخ تركيز المادة، وتاريخ الإنتاج، وتاريخ الانتهاء، والتركيب الكيميائي للمادة، وماهية العنصر أو العناصر المشعة في المادة، والتأكد من معايرة مقياس الجرعة وقياس الخلفية الطبيعية للإشعاع، واستخدام معاملات التصحيح لنوع العنصر المشع ومدى القياس ووحداته.

الجدول (4): الجرعة الفعالة في الفحوصات التقليدية في الطب النووي.

Procedure	Nuclide	Radiopharmaceutical	Activity (MBq)	Effective dose (mSv)
bone scan	Tc^{99m}	MDP/HDP	1000	5.8
brain	Tc^{99m}	DTPA	800	4.2
brain	Tc^{99m}	HMPAO	800	7.4
cardiac GHPS	Tc^{99m}	RBC	1000	6.6
GIT blood loss	Tc^{99m}	RBC	900	5.9
GIT gastric emptying	Tc^{99m}	colloid or DTPA	40	0.8
GIT esophageal transit	Tc^{99m}	colloid	40	0.8
GIT small bowel transit	Tc^{99m}	colloid	40	0.8
hepatobiliary	Tc^{99m}	HIDA	300	4.5
infection	Tc^{99m}	WBC; colloid/HMPAO	800	8.8
infection W body or local	Ga-67	citrate	200 or 120	22 or 13
liver blood pool	Tc^{99m}	RBC	1000	6.6
liver/spleen	Tc^{99m}	large colloid	250	2.3
lung perfusion	Tc^{99m}	MAA	200	2.0
lung ventilation	Tc^{99m}	Technegas/DTPA	40	0.2
lymphoscintigraphy	Tc^{99m}	nanocolloid	4 @ 20	< 1
Meckel's diverticulum	Tc^{99m}	pertechnetate	400	4.8
myocardium hot spot	Tc^{99m}	PYP	800	4.6
Myocd. P Tl-201 exercise	Tl-201	chloride	120	28
" Tl-201 reinjection	Tl-201	chloride	40	9.2
" Tl-201 rest	Tl-201	chloride	100	23
MIBI stress/rest @1day	Tc^{99m}	MIBI	400 + 1000	11
MIBI stress/rest @2days	Tc^{99m}	MIBI	2 @ 750	12
parathyroid	Tc^{99m}	MIBI	800	6.8
renal GFR	Tc^{99m}	DTPA	100	0.5
renal scan	Tc^{99m}	DTPA	600	3.1
renal scan	Tc^{99m}	DMSA	180	1.6
renal scan	Tc^{99m}	MAG3	400	2.9
renal transplant	Tc^{99m}	DTPA	400	2.1
salivary glands	Tc^{99m}	pertechnetate	200	2.4
somatostatin receptors	In-111	Octreotide	160	-
spleen	Tc^{99m}	denatured red cells	200	3.8
thyroid scan	Tc^{99m}	pertechnetate	200	2.4
thyroid Ca whole body	I-131	iodide	200	12
tumor	Tc^{99m}	DMSA	400	3.5
tumor	Tl-201	chloride	200	46
tumor	Ga-67	citrate	370	41
tumor	I-131	MIBG	50	7.0
tumor	Tc^{99m}	MIBI	550	4.7
venogram	Tc^{99m}	pertechnetate	740	8.9

- تجنب الأخطاء عند إعطاء الجرعة، وذلك بإعطاء الجرعة للمريض المعني، من خلال تسجيل اسم المريض على الحقنة أو المادة المعدة للفحص ووقت الفحص ونوعه، ووضعها كلاصق على المادة.

- في حالة الجرعات العلاجية يتم التأكد من الخطوات السابقة من المشرف أو شخص آخر مؤهل.

- في حالة فحوصات توسيم الدم يجب التأكد بان الشخص الذي تم سحب الدم منه وتوسيمه هو نفس الشخص الذي سيتم حقنة بالدم الموسوم بالمادة المشعة (السبب الأول في الدرجة الأولى).

- ضرورة وجود برامج ضبط الجودة لكافة الأجهزة والمعدات المستخدمة في الطب النووي مثل جهاز معاير الجرعة (Dose calibrator)، وان لا تتجاوز درجة الخطأ في القياس 2% في قياس الكميات الإشعاعية القليلة، وفحص اعتمادية الشكل الهندسي لعبوة المادة المشعة بسب أن استجابة الكاشف تختلف باختلاف حجم العينة وشكلها، فقياس الحقنة ليس كقياس العبوة لذا يجب عمل التصحيح اللازم لهذه الأحجام والأشكال، وإعداد جدول بمعاملات التصحيح، عندما يزيد الاختلاف عن 5%. كما يجب إجراء فحص الثباتية (reproducibility) باستخدام مصدر مشع ذو نصف عمر طويل مثل الكوبالت أو السيزيوم، وقياس الخلفية الإشعاعية للحامل بشكل يومي، وعمل فحص التطابق الخطي (linearity) للجرعات المنخفضة والمرتفعة سنويا على الأقل، ومعايرة معيار الجرعة مرة على الأقل كل سنتين، هذا بالإضافة الى برامج فحوصات الأداء للجاما كاميرا حسب المعايير الدولية المعتمدة مثل فحوصات التجانس والخطية والتباين وغيرها وبشكل دوري.

- إعطاء تعليمات الوقاية الإشعاعية وشرحها للمريض من قبل شخص مؤهل أو من قبل الفنيين العاملين بالقسم، وكذلك للمرافقين وعائلة المريض والعاملين معه في حال إخراجه من القسم، ولطاقم التمريض والأطباء غير المختصين بالطب النووي إذا ما اقتضت طبيعة عملهم التعامل مع المريض في حال الإقامة بالمستشفى.

- يجب أن لا يتم إجراء الفحوصات الطبية باستخدام المواد المشعة للنساء الحوامل، وإذا اقتضت الضرورة، يجب بحث بإمكانية تأجيل الفحص لفترة ما بعد ال 22 أسبوع من عمر الجنين، وقد لا يشمل هذا الحظر استخدام مادة التكنيشوم المشع في حالات الضرورة القصوى، بينما يجب حظر استخدام مادة اليود 131 المشع خلال فترة الحمل على الإطلاق.

- يجب التأكد من عدم وجود الحمل عند إجراء الفحوصات للنساء، وان لا تكون المريضة مرضعة، وذلك بسؤال المريضة نفسها، وفي حال وجود شك بالحمل يتم تأجيل الفحص لحين التأكد من وجود أو عدم وجود الحمل.

- في حال إجراء الفحوصات الطبية باستخدام المواد المشعة للنساء المرضعات، يجب أن إيقاف عملية الرضاعة لمدة معينة لحين التخلص من المادة المشعة، ومن ثم يمكنها متابعة عملية الرضاعة الطبيعية للطفل، ومدة إيقاف

الرضاعة قد تطول أو تقصر بحسب المادة المشعة ونوع الفحص، والجدول (5) يوضح مدة الاشتباه بوجود المادة المشعة في حليب الأم، وبالتالي فترة إيقاف الرضاعة.

الجدول (5) : فترة إيقاف الرضاعة الطبيعية بعد إجراء الفحوصات باستخدام المواد المشعة.

	Radiopharmaceutical	Period of suspension
Group 1	All I-131 and I-125 compounds except hippurate Na-22, Ga-67, Tl-201, Se-75	at least 3 weeks
Group 2	Hippurate labeled with I-131, I-123 or I-125 Tc-99m except RBC, DTPA and phosphonates	at least 12 hours
Group 3	Tc-99m red blood cells, DTPA, phosphonates	at least 4 hours
Group 4	Cr-51 EDTA	0

احتياطيات في الطب النووي العلاجي:

يجب اتخاذ العديد من احتياطيات السلامة والأمان عند استخدم المواد المشعة في الطب النووي لأغراض علاجية، لتجنب المخاطر المصاحبة لهذا الاستخدام. حيث إن أهم ما يميز المصادر المشعة المستخدمة في العلاج الإشعاعي هو إمكانية حدوث التلوث وارتفاع معدلاته في حال حدوثه. والتلوث يمكن أن يكون نتيجة تخلص الجسم من المادة المشعة مع إخراج الجسم من بول وغائط وتعرق، بالإضافة الى خطورة انبعاث أشعة جاما من الجسم مما يشكل مصدراً للتعرض الخارجي للإشعاع من جسم المريض.

ولتجنب هذه المخاطر لا بد من إيجاد بعض المحاذير بالنسبة لحركة المريض كمصدر للإشعاع يؤدي الى تعرض الآخرين من عاملين (الحد المسموح به 20 ملي سيفرت في السنة) وعامة (الحد المسموح به 1 ملي سيفرت في السنة) وإفراد العائلة (قد يعتبر الحد المسموح به 5 ملي سيفرت في السنة مناسب في فترة المعالجة في بعض الحالات). فالطريقة المثلى لحماية هذه الجميع من التعرض الإشعاعي الناتج عن المريض هو عزل المريض لفترة زمنية معينة في حالة استخدام اليود المشع131، لحين انخفاض مقدار النشاط الإشعاعي في الجسم لمستويات تبلغ 400-1100 ميجا بيكريل وذلك حسب توصيات الوكالة الدولية للطاقة الذرية في منشورها رقم (SSR- No. RS-G-1.5)، أو للمستويات التي تحددها السلطات المختصة في البلدان المختلفة. وكما تجدر الإشارة هنا بأنه توجد بعض الحالات التي يستخدم فيها مواد مشعة أخرى غير اليود مثل (Y-90) و (Sr-89) ولكن عل نطاق ضيق ومحدود.

فكيفما اتفق، يجب توفير الوقاية لكافة الجميع التي تتعامل مع المريض عند إعطاء المادة المشعة من خلال توفير معلومات مكتوبة لكل فئة، تبين المخاطر الناتجة عن هذا التعامل، وتشرح كيفية التعامل مع المريض خلال فترة المعالجة، فعلى سبيل المثال يجب توعية المعالجين والعاملين بان مقداراً من مادة اليود المشع تبلغ 2-4 أو 4-8 جيجابيكرل لمعالجة الأورام السرطانية في الغدة الدرقية هي جرعات مرتفعة، لذا يتوجب عليهم الأخذ بعين الاعتبار بان المريض له عائلة ستتعامل معه أو تعتني به، وان طول إقامة المريض في العزل (أكثر من يومين)، قد تسبب ضغط نفسي للمريض، لذا فان على العاملين وطاقم التمريض أتباع ما يلي:

- ارتداء مقياس الجرعة الشخصية، ويجب أن يكونوا مصنفين ضمن فئة العاملين الإشعاعيين.
- عدم القيام بمهمة الاعتناء بالمريض من قبل الممرضات الحوامل.

- يجب أن تكون الوجبات وأدواتها، والأدوات التي يستخدمها المريض بشكل عام من النوع القابل للتخلص منه بعد الاستخدام.
- معالجة الحالة النفسية للمريض ببعض العقاقير الملائمة.
- التنبيه على المريض وتشجيعه على تناول السوائل بكثرة، للتخلص من المادة المشعة، والاستحمام يومياً، وغسل الملابس الداخلية من قبل المريض نفسه، أو التخلص منها في الحمام الخاص بغرفة العزل.
- يجب أن تكون غرفة العزل مدرعة ومصممة ضمن معايير الوقاية الإشعاعية.
- عدم الاقتراب من المريض لمسافة تقل عن 2 متر، وإنجاز العمل المطلوب بأسرع وقت يمكن، وإذا اقتضت الضرورة غير ذلك، يجب ارتداء الملابس الواقية مثل المرابيل المرصصة وأغطية الرأس والقفازات والكمامات وما في حكمها.
- يجب التخلص من فضلات المريض في غرفة الحمام الخاص بغرفة العزل.
- يجب مسح بقية الفضلات وغيرها إشعاعياً من قبل الفيزيائيين قبل التخلص النهائي منها أو قبل إخراجها من الغرفة، ويجب خزن الملوث منها في مستودع الفضلات المشعة لحين التخلص النهائي منها أو لحين معالجتها.
- يجب إجراء المسح الإشعاعي لغرفة العزل والحمامات والأثاث، وذلك عند خروج المريض منها، وفي حال كانت خالية من التلوث الإشعاعي يتم التصريح لطاقم الخدمات بالدخول الى الغرفة.
- زيارة المريض يجب أن لا تزيد عن 15 دقيقة، وعلى الزائرين الابتعاد عن المريض بمسافة لا تقل عن 2 متر، أو الوقوف خلف حاجز واقي من الرصاص أو الزجاج المرصص، أو التحدث مع المريض من خلال دائرة تلفزيونية أو صوتية.
- يجب على المسؤول عن المسح الإشعاعي الإبلاغ في حال وجود تلوث إشعاعي، والعمل على إزالة هذا التلوث.

في العلاج الإشعاعي بالمواد المشعة يعتبر المريض مصدراً مشعاً، لذا يجب اتخاذ كافة الاحتياطيات لتخفيض قيمة التعرض الإشعاعي الناتج عنه، فعلى سبيل المثال، يجب أن يعرف المريض ويتذكر بأنه مصدر مشع وإخراج جسمه يحتوي مادة مشعة، لذا يجب على المريض الامتثال لتعليمات المعالجين والعاملين بإتباع ما يلي:

- عدم مغادرة غرفة العزل ما لم يتم السماح له بذلك من المسئوولين.
- استخدام الورق الصحي بدلا عن البشاكير والمناشف.
- العمل على تجنب زيارة المريض من قبل النساء الحوامل والأطفال خلال فترة العزل.
- عدم الاقتراب من الزائرين لمسافة تقل عن 2-3 أمتار.
- الاستحمام يوميا والمحافظة على النظافة الشخصية، وتنظيف الحمام بعد كل استخدام، وتجنب وصول البول الى محيط المرحاض.
- انخفاض مستوى الإشعاع قد يستغرق من يومين الى ثمانية أيام، لحين الوصول الى المستوي الذي يستطيع المريض مغادرة المستشفى، وخلال هذه الفترة يجب تذكير المريض بان جسمه لا يزال يحتوي على المادة المشعة.

- تجنب الاقتراب من الحوامل أو الأطفال وعدم النوم مع أفراد العائلة في حال مغادرة المريض المستشفى.
- عدم التنقل بوسائل النقل العامة لرحلات تستغرق زمن طويل أو الجلوس مع الآخرين لمدة طويلة.
- تنظيف المرحاض والحمام مرتين على الأقل بعد كل استخدام.
- عدم تبادل القبلات مع الزوجة أو الأطفال أو إقامة علاقة جنسية أو استخدام أدوات الآخرين من الملابس وفرشاة الأسنان وما في حكم هذه الأدوات خلال هذه الفترة.
- يمكن العودة للعمل مباشرة في حال ضمان عدم الاقتراب المباشر من الآخرين، وإذا كان العمل على علاقة بنساء حوامل أو أطفال يجب الانتظار لمدة أسبوع على الأقل.

تصميم أقسام وعيادات الطب النووي:

هناك العديد من الأمور والإرشادات من المفضل أخذها بعين الاعتبار عند تصميم عيادات وأقسام الطب النووي، منها:

1. أن لا تقل مساحة غرفة التصوير (الجاما كاميرا) عن 30 متر مربع (الوضع الأنسب)، وان تكون مفصولة عن المختبر أو غرفة الحقن، وأن يكون تدريعها مناسب لحمايتها من الإشعاع الخارجي إثناء تصوير المريض.
2. يجب أن يكون مكان تحضير العقاقير الطبية نظيف ومنظم، وان تكون طاولات تحضير العقاقير المشعة مفصولة، وان يتم حفظ سجلات العقاقير الموجودة والمستخدمة.
3. يجب وجود قاعة انتظار للمرضى مفصولة عن مكان العمل، بمسافة كافية، أو أن تكون مدرعة، ويجب أن تكون مفصولة عن مكان انتظار المرافقين.
4. يجب أن تحتوي غرفة الانتظار على الإشارات التحذيرية المناسبة، والإشارات التحذيرية الخاصة بالحوامل والمرضعات.
5. يجب توفير مكان تخزين للمواد المشعة محكم الإغلاق، وان يكون الدخول إلية مسيطر علية وان يزود بالإشارات التحذيرية المناسبة بشكل بارز وواضح.
6. يجب وجود كوة أو خزانة مدرعة في كل غرفة يتم فيها إعطاء المواد المشعة.
7. يجب أن تكون غرفة الحقن أو إعطاء المادة المشعة بالقرب من المختبر الحار.
8. يجب وجود مستودع أو مكان لتخزين الفضلات المشعة محكم الإغلاق ومدرع، وان لا يتم الدخول إليه إلا من قبل المعنيين.
9. يجب أن تكون غرفة المعالجة باليود مفصولة، وان تحتوي على سرير واحد في منتصف الغرفة إذا كانت الغرف المجاورة مشغولة بالمرضى، كما يجب أن تكون مزودة بحمام ومرحاض خاص، وان تكون الغرفة مدرعة تدريعا ملائما.
10. يجب أن تكون أرضية وجدران غرفة العزل ملساء، وغير قابلة لامتصاص السوائل، وسهلة التنظيف وإزالة التلوث.
11. يجب أن تكون جدران وأرضية المختبر وطاولات العمل من النوع الذي يسهل تنظيفه وإزالة التلوث منه، وان يحتوي المختبر على مكان تصريف المياه.

12. غالبا ما تصنف المختبرات الملحقة بأقسام الطب النووي بالمستوى المنخفض والمتوسط أو المرتفع، وذلك اعتماداً على مقدار المواد المشعة التي يتم تحضيرها فيه وطبيعة الاستخدام، وحسب التصنيف المنصوص عليه في التشريعات.

تصنف المختبرات بالعادة حسب درجة السمية أو خطورة المادة المشعة (radiotoxicities)، وكمية المادة المشعة من المصادر المفضوضة، وطبيعة العمل، وعلى سبيل المثال فان تحضير مادة مشعة عادية يختلف عن تحضير مادة مشعة قابلة للتطاير أو التبخر، حيث يزداد معدل الأخذ السنوي عند تحضير مثل هذه المواد، وبناء على هذه العوامل يتم تصنيف المختبرات وتوفير متطلبات الوقاية الإشعاعية، والجدول رقم (6) يبين كيفية تصنيف المختبرات[2].

الجدول (6) تصنيف المختبرات الحارة [144].

	Radiotoxicity			
	Class I	Class II	Class III	Class IV
Low Level	<0.2 MBq	<20 MBq	<2 GBq	<0.2 TBq
Medium Level	0.2-20 MBq	20 MBq-2 GBq	2 GBq-0.2 TBq	0.2-20 TBq
High Level	>20 MBq	>2 GBq	>0.2 TBq	>20 TBq

بما أن تصنيف المختبرات معتمد على كمية المادة المشعة وطريقة استخدامها، حسب ما هو متبع في كل بلد، لذا سنستعرض مواصفات هذه المختبرات بشكل عام، للمختبرات ذات المستوى المنخفض والمتوسط.

المختبرات ذات المستوى المنخفض:

يوجد هذا الصنف من المختبرات في عيادات الطب النووي التي يكون حجم العمل فيها محدود، ولكن الأصل في التصنيف هو حسب ما تقرره السلطات المختصة. وبالعموم فانه يجب توفير ما يلي في هذا النوع من المختبرات:

1. وجود الإشارات التحذيرية على مدخل المختبر، وان يكون المختبر محكم الإغلاق والدخول إليه تحت السيطرة الكاملة.
2. أن تكون مساحة المختبر كافية للقيام بالعمل بدون عوائق، وان يكون سطح العمل مفصول ومخصص للعمل الإشعاعي فقط.
3. أن يحتوي المختبر على حوض غسيل مزود بصنبور ماء سهل الفتح، ويفضل أن يكون من النوع الذي يفتح بحركة واحدة وبدون استخدام اليد لتدوير الصنبور.
4. يجب أن تكون أرضية وجدران المختبر وأسطح العمل وموجودات المختبر ملساء، ومن النوع الذي يمكن تنظيفه بسهولة وغير قابل لامتصاص السوائل أو الأبخرة.
5. يجب أن يزود سطح العمل بدرع واقي ملائم (الشكل 4)، ويفضل أن يكون الدرع من الزجاج المرصص.
6. في حال تحضير المواد المشعة التي يصدر عنها أبخرة يجب توفير كوة أو خزانة لامتصاص الأبخرة.

[2] Radiation Safety Manual, The University of Newcastle, Australia

7. وجود مكان في المختبر مدرع بدرع إضافي لحفظ مولدات التكنيشوم بعيدا عن سطح العمل.

8. في حال وجود خزائن أو خزائن مبردة تستخدم لحفظ المواد المشعة يجب أن تكون مدرعة بشكل مناسب.

المختبرات متوسطة المستوى:

هذا النوع من المختبرات غالبا ما يكون في أقسام الطب النووي في المستشفيات، ويكون ضغط العمل فيها مزدحم، وتمتاز هذه المختبرات بما يلي، بالإضافة الى ما تم ذكره في المختبرات منخفضة المستوي:

1. يجب أن يكون المختبر في غرفة مستقلة محكمة الإغلاق والدخول إليها مسيطر عليه، وان تزود بإشارات تحذيرية مناسبة.

2. يجب أن تكون أسطح العمل واسعة ومشففة الحواف من جميع الجهات، لضمان عدم انسكاب السوائل من السطح، وأن يكون سطح العمل أملس وسهل التنظيف وغير قابل لامتصاص السوائل.

3. يجب أن يكون المختبر مدرعاً بالشكل الملائم، لحماية المناطق المجاورة، ويجب وجود خزانة تحضير المواد القابلة للتطاير أو التبخر أو المواد الغازية.

4. يجب أن يكون نظام التصريف الصحي للمختبر مستقل عن نظام الصرف الصحي العام، من خلال عمل مجمع مؤقت للسوائل، لتجميع السوائل فيه قبل تصريفها الى شبكة التصريف العامة.

5. يجب وجود جهاز مراقبة إشعاعية في المختبر بشكل دائم، لمراقبة مستويات الإشعاع في المختبر.

6. يجب وجود مكان مؤقت للتخلص من النفايات المشعة الناتجة عن العمل اليومي، أن تكون من الحاويات المرصصة لحين نقل هذه الفضلات الى مكان التخزين الرئيسي.

التخلص من الفضلات المشعة في الطب النووي:

يوجد ثلاث طرق رئيسية للتخلص من الفضلات المشعة في الطب النووي، فإما أن يتم التخلص منها بطريقة التركيز والضغط والتخلص منها كنفاية مشعة، وفي حالة الاستخدام المحدود للمواد المشعة قد يستعاض عن هذه الطريقة بطريقة التخزين الطويل، حتى تفقد هذه الفضلات نشاطها الإشعاعي، وقد تخزن المادة الى حوالي 8-10 أنصاف العمر لحين انخفاض المستوى الإشعاعي، ومن ثم يتم التخلص منها مع النفايات العادية، وأما الطريقة الأخرى فهي عملية الإذابة وتخفيف التركيز وتستخدم هذه الطريقة في معالجته الفضلات المنخفضة المستوى أصلا. بالعموم يوجد في التشريعات المعمول بها في كل بلد تعليمات وقواعد للتخلص من النفايات المشعة استنادا الى خطورة المادة وتركيزها وعمر النصف الإشعاعي لها وخصائصها الكيماوية.

ملحق خاص بالفصل الخامس عشر: المواد المشعة المستخدمة في الطب النووي.

جدول المواد المشعة المفتوحة المستخدمة في الطب النووي

Radionuclides in medicine - unsealed sources

Nuclide	**Class** 1-4	**Half-life**	**Decay mode**	**Principal betas**, $E_{\beta,\max.}$ MeV (%)	**Principal photons**, $E_{\gamma,x-ray.}$ MeV (%)
3H	4	12.26 y	β−	0.0186 (100)	
11C	4	20.38 m	β+	0.98 (100)	0.511 (200)
13N	4	9.97 m	β+	1.19 (100)	0.511 (200)
14C	3	5760 y	β−	0.156 (100)	
15O	4	2.04 m	β+	1.7 (100)	0.511 (200)
18F	3	109.7 m	EC; β+	0.633 (94)	0.511 (194)
22Na	2	2.6 y	EC; β+	0.546 (91)	0.511 (181), 1.27 (100)
24Na	3	15 h	β−	1.39 (100)	1.37 (100), 2.76 (100)
32P	3	14.3 d	β−	1.709 (100)	
33P	3	25.3 d	β−	0.249 (100)	
35S	3	87.4 d	β−	0.167 (100)	
42K	3	12.4 h	β−	2.0 (18), 3.52 (82)	1.52 (18)
45Ca	2	163 d	β−	0.257 (100)	
51Cr	3	27.7 d	EC		0.320 (10)
57Co	3	271 d	EC		0.122 (86), 136 (11)
58Co	3	71.3 d	EC; β+	0.474 (15)	0.81 (100), 0.511 (31)
59Fe	3	44.5 d	β−	0.273 (46), 0.466 (53)	1.10 (56), 1.29 (44)
64Cu	3	12.8 h	EC; β+; β−	0.57 (40) , 0.66 (19)	0.511 (38)
67Cu	3	61.7 h	β−	0.39 (56), 0.48 (23), 0.58 (20)	0.09 (17), 0.18 (47)
67Ga	3	78.3 h	EC		0.09 (41), 0.185 (24), 0.300 (17)
68Ga	4	68.3 m	EC ; β+	1.9 (88)	0.511 (178), 1.08 (3)
75Se		119.8 d	EC		0.121 (17), 0.136 (59), 0.265 (59) 0.280 (25), 0.401 (12), ~ 0.01 (56)
89Sr	2	50.5 d	β−	1.463 (100)	
90Y	3	64 h	β−	2.274 (100)	
99mTc	4	6.01 h	IT		0.141 (89)
111In	3	2.83 d	EC		0.171 (91), 0.245 (94), ~ 0.02(84)
123I	3	13.2 h	EC		0.159 (84), 0.53 (2), ~ 0.03 (87)
125I	2	60.1 d	EC		0.035 (7), ~ 0.03 (140)
131I	2	8.04 d	β−	0.606 (90)	0.364 (82), 0.637 (7)
133Xe	4	5.33 d	β−	0.34 (99)	0.08 (36)
153Sm	3	46.7 h	β−	0.64 (35), 0.707 (44), 0.81 (21)	0.103 (28)
165Dy	3	2.35 h	β−	1.22 (16), 1.31 (80)	0.095 (3)
198Au	3	2.70 d	β−	0.961 (99)	0.412 (96)
201Tl	3	73.1 h	EC		0.167 (10), ~ 0.075 (95)

Radionuclides in medicine - sealed sources and generators

جدول المواد المشعة المغلقة المستخدمة في الطب النووي

Nuclide	Class 1-4	Half life	Decay mode	Principal alphas/betas, $E_{\beta,\alpha,\max.}$ MeV (%)	Principal photons, $E_{\gamma,x-ray.}$ MeV (%)
68Ge	3	287 d	EC		[and 68Ga daughter]
68Ga	4	68.3 m	EC ; β+	1.9 (88)	0.511 (178), 1.08 (3)
57Co	3	271 d	EC		0.122 (86), 136 (11)
60Co	2	5.26 y	β–	0.313 (100)	1.17 (100), 1.33 (100)
90Sr	2	28.1 y	β–	0.546 (100)	[and 90Y daughter]
90Y	3	64 h	β–	2.274 (100)	
99Mo	3	66 h	β–	0.454 (18), 1.232 (80)	0.74 (14), 0.181 (7) [and daughter 99mTc]
99mTc	4	6.01 h	IT		0.141 (89)
113Sn	3	115 d	EC		[and daughter 113mIn]
113mIn	4	1.658 h	IT		0.39 (65), ~ 0.024 (24)
132Te	3	76.3 h	β–	0.215 (100)	0.228 (88) [and daughter 132I]
132I	3	2.30 h	β–	multiple, av 0.484(100)	0.67 (99), 0.77 (76) and others
137Cs	2	30 y	β–	0.51 (94), 1.173 (6)	[and 137mBa daughter]
137mBa	2	2.55 m	IT		0.66 (90), ~ 0.033 (7)
153Gd	3	242 d	EC		0.97 (30), 0.10 (20), ?0.04(120)
192Ir	2	74 d	EC; β–	0.54 (42), 0.67 (47)	0.30 (26), 0.31 (29), 0.32 (83), 0.47 (47), ~ 0.064 (10)
222Rn	3	3.824 d	α	α 5.49 (100) [and daughters, incl. Class 1 a emitters]	
226Ra	1	1600 y	α	α 4.60 (6), 4.78 (94) [and daughters]	0.186 (3) [0.8 mean Eeff incl.daughters, 0.3mm Pt-Ir encapsulation]
241Am	1	433 y	α	α 5.46 (100)	0.06 (36), ~ 0.017 (38)

Radiotoxicity Class from Schedule 1 of the NSW Radiation Control Regulation (1993).

Nuclear data extracted from NCRP Report No 58, A Handbook of Radioactivity Measurements Procedures (1985).

الفصل السابع عشر

الوقاية الإشعاعية في العلاج الإشعاعي

المقدمة:

معظم الكائنات الحية تتعرض للإشعاع من مصادر الإشعاع الطبيعية مثل الأشعة الكونية و العناصر المشعة الطبيعية. وتعرض الإنسان لهذه المصادر عبر العصور دون معرفته بمدى تأثيرها، سواء كان هذا الأثر ضاراً أو مفيداً. أما اليوم فقد تم أنتاج العديد من المصادر المشعة لغايات الاستخدام في المجالات الطبية والصناعية والبحثية، ومعظم هذه المصادر رغم الحاجة الملحة إليها في الاستخدامات المذكورة، يرافقها أثار ضارة على الإنسان والبيئة، ومن هنا كانت الحاجة لتطوير طرق وأساليب جديدة للتعامل مع المصادر الإشعاعية، للوقاية من أثارها السلبية والتعامل الأمان معها.

تعتبر تقنية العلاج الإشعاعي من أهم مصادر التعرض للإشعاع، وذلك باستخدام الإشعاع في العلاج. ويتم ذلك من خلال عملية امتصاص طاقة الإشعاع في منطقة المرض، مما يؤدي الى تأين الذرات المكونة للورم السرطاني وبالتالي القضاء عليها، إما من خلال القتل المباشر للخلايا أو غير المباشر. وهذه العملية تحتاج لطاقة عالية من الإشعاع حتى يتم القضاء على اكبر عدد ممكن من الخلايا المصابة، للقضاء الكامل على المرض أو انكماش الورم والحد من انتشاره. ويكون الإشعاع المؤين الذي يتم استخدامه في العلاج عبارة عن جسيمات مشحونة مثل جسيمات بيتا و الفا، أو غير مشحونة مثل النيترونات و الإشعاع الكهرومغناطيسي، كأشعة جاما والأشعة السينية.

في العلاج الإشعاعي، اختيار نوع الإشعاع وطاقته تعتمد أولا وأخيرا على طريقة العلاج والغاية منها.فإما أن يستخدم الإشعاع للعلاج من داخل الجسم أو باستخدام حزمة إشعاعية خارجية. وكذلك تعتمد الجرعة الإشعاعية على الغاية من العلاج، فإذا لغايات القضاء الكامل على المرض، تكون الجرعة الإشعاعية مرتفعه ومركزه. وعندما تكون الغاية من العلاج هو تخفيف أعراض المرض، فانه لا يكون بالضرورة استخدام جرعات عالية، كون الغاية لا تصبح القضاء الكامل على المرض، وإنما الحد من أعراضه أو انتشاره، أو لغايات تخفيف الآلام الناتجة عن المرض.

عملية تحديد موقع الورم من الأمور المهمة في العلاج الإشعاعي ،وذلك لتحديد طريقة إيصال الجرعة الإشعاعية لمنطقة الورم دون أحداث ضرر في الأنسجة السليمة المحيطة بالورم، أو تلك التي تقع في طريق الأشعة،

وهذا يتطلب استخدام تقنيات تشخيصية متعددة مثل التشخيص الإشعاعي التقليدي أو المحوسب أو تقنية الرنين المغناطيسي أو الأمواج فوق الصوتية، وذلك لغايات تحديد منطقة العلاج بدقه، وبالتالي الحصول على الفائدة المرجوة من العلاج الإشعاعي.

طرق وأجهزة المعالجة الإشعاعية:

يتم العلاج الإشعاعي بالعادة عن طريق توجيه الحزمة الإشعاعية على منطقة الورم من خارج الجسم وتدعى هذه الطريقة بالعلاج الإشعاعي بالحزمة الإشعاعية الخارجية $(External - Beam - Radiotherapy)$، أو بواسطة إدخال مصدر مشع الى منطقة الورم وتدعى في هذه الحالة العلاج الإشعاعي عن قرب أو العلاج القصير $(Brachytherapy)$، ويتم استخدام الأشعة السينية أو أشعة جاما على نطاق واسع في العلاج الإشعاعي، أو باستخدام جسيمات بيتا والالكترونات، وكذلك على نطاق محدود يتم استخدام البروتونات أو النيترونات.

العلاج الإشعاعي بالحزمة الإشعاعية الخارجية:

المسارع الخطي الطبي:

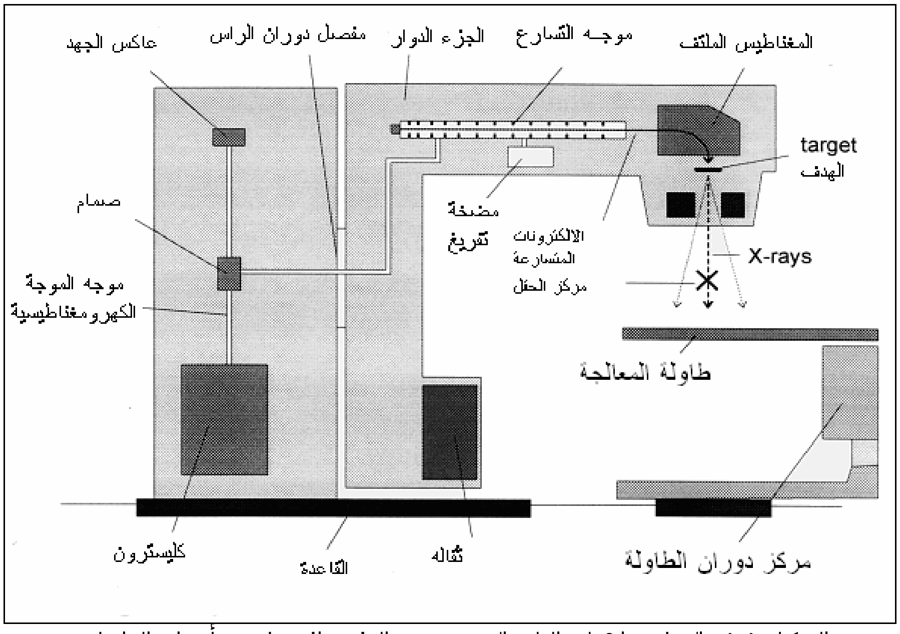
يعتبر العلاج الإشعاعي باستخدام الأشعة السينية من المسارعات الطبية الأكثر شيوعا. لذا لا بد من التعرض الى كيفية عمل المسارع الخطي الطبي والتعرف على بعض أجزائه المهمة. في العادة ينتج المسارع الطبي أشعة سينية بطاقة تبلغ 4 – 25 مليون إلكترون تصل الى عمق يتراوح ما بين بضعة مليمترات الى بضعة سنتمترات في جسم المريض. بالإضافة الى إمكانية إنتاج الالكترونات بطاقات مختلفة تودع كامل طاقتها على أعماق سطحية في جسم المريض.

إنتاج الأشعة السينية في المسارع الخطي يتم نتيجة لعملية تسريع الالكترونات التي تنتج بواسطة *(Magnetron or Klystron)*، ويتم تسريع الالكترونات في منطقة موجهة الموجة الميكروويفه بواسطة أشعة الميكروويف التي تكسبها تسارع كبير جداً (أنظر الشكل (1))، وطاقة الالكترونات المتسارعه تعتمد على الجهد والتيار المستخدم وعلى شكل وتصميم الموجهة. ثم يتم توجيه هذه الالكترونات باستخدام (*Bending Magnet*)، باتجاه الهدف (Target) لإنتاج الأشعة السينية، أو مباشرة باتجاه الصفيحة المشتتة *(Scattering Foil)*، لإنتاج الالكترونات. وفي حالة إنتاج الأشعة السينية يتم تمرير الفوتونات المنتجة من الهدف خلال المرشح المفلطح *(Flattening Filter)*، وذلك لتحسين وتنظيم طاقة الفوتونات في الحزمة الإشعاعية بطاقات متساوية ومنتظمة في كامل مساحة الحقل الإشعاعي، ومن ثم يتم تحديد الحقل الإشعاعي بواسطة محددات أو مسددات حقل الأشعة (Collimators) بمساحة قصوى تبلغ $(40cm \times 40cm)$ كما هو موضح بالشكل (2). يوجد في المسارع ضوء لتحديد حقل الأشعة بالإضافة الى وجود كاشف غرفة أيونية عدد 2 لقياس الجرعة الإشعاعية، بالإضافة الى وجود بعض الأجزاء الإضافية قد تستخدم لتحسين وتنظيم الحزمة الإشعاعية مثل المحددات متعددة الوريقات أو المرشحات ألإسفينيه.

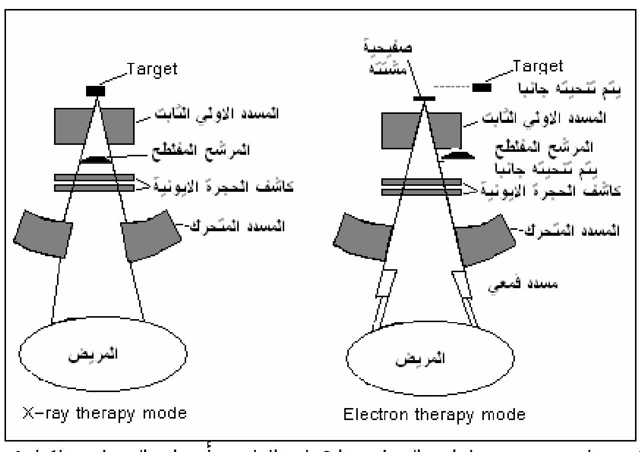
وحدة العلاج الإشعاعي بالكوبالت:

استخدم عنصر الكوبالت المشع في العلاج الإشعاعي لأول مرة في العام 1951، في لندن لمعالجة الأورام السرطانية. ووحدة المعالجة تشبه لحد ما وحدة المسارع الخطي من حيث الشكل الخارجي (الشكل (3))، باختلاف بأنا تحتوي على مصدر الكوبالت المشع، الذي يكون بالعادة على شكل اسطوانة بقطر يبلغ حوالي 2 سم وارتفاع حوالي 5 سم يثبت في وحدة المعالجة ويوجه باتجاه طاولة العلاج. طاقة الإشعاع المنبعث من الكوبالت تبلغ حوالي

1.2 مليون إلكترون فولت في المعدل تعتبر كطاقة وحيده، لآلاف المسارعات التي يمكن أن تصل طاقة الفوتون فيها الى 25 مليون إلكترون فولت، لذا فان مقدار الجرعة القصوى للحزمة الإشعاعية تقع على عمق 0.5 سم في جسم المريض، وبنسبة 55% على عمق 10سم. وهذا العمق اقل من العمق المتاح في حالة المسارعات الطبية، لذا يفضل استخدامه في حالة الأورام السطحية، أو متوسطة العمق.



الشكل (1): المسارع الخطي الطبي المستخدم في العلاج الإشعاعي وأجزائه الداخلية.



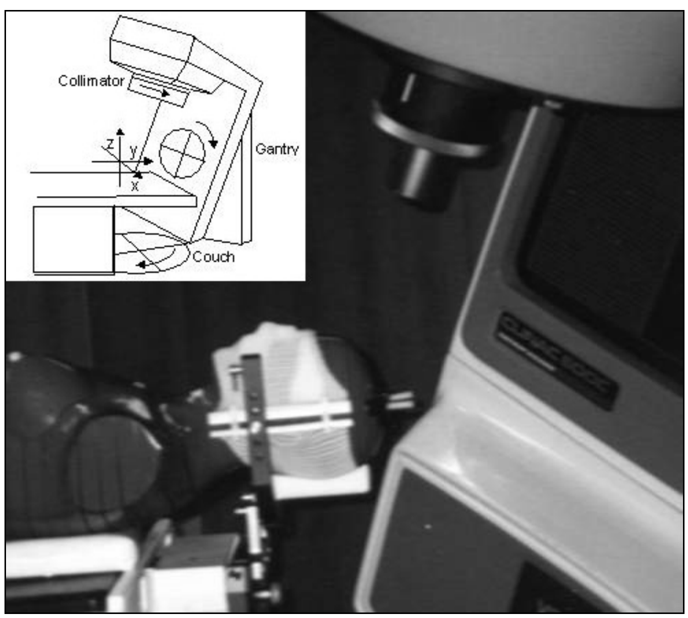
الشكل (2):مقطع توضيحي لراس المسارع الخطي الطبي وأجزائه المختلفة لكل نمط تشغيلي.

العلاج الإشعاعي المجسم *(Stereotactic Radiotherapy)* :

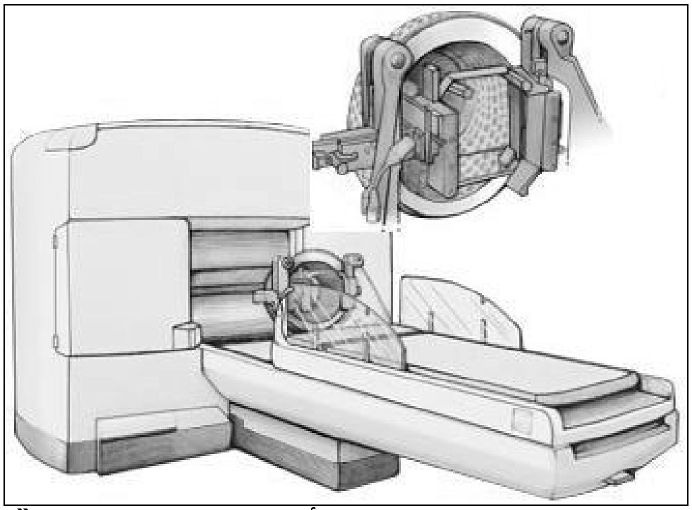
يتم العلاج الإشعاعي المجسم أو المركز بواسطة المسارع الطبي أو بواسطة مصدر الكوبالت المشع، وفي حال استخدام المسارع الطبي يتم إيصال الجرعة العلاجية من عدة نقاط حول الورم، ومن زوايا مختلفة لغاية تركيزها في منطقة الورم، ويتم ذلك بدوران المريض (الطاولة) ومن ثم دوران راس المسارع حول الهدف، بحيث يتم توجيه الشعاع الفعال من عدة زوايا قد تصل الى أكثر من مئة زاوية لكل منحنى، بدقة عالية بعد التثبيت المناسب للمريض (الشكل 4).

يتم العلاج بواسطة عنصر الكوبالت المشع من خلال وحدة المعالجة بالمشرط الجامي، حيث يتم تركيز الجرعة الإشعاعي المنبعثة من 201 مصدر مشع من الكوبالت على بؤرة العلاج (منطقة الورم)، ويتم تحديد وتوجيهه الشعاع الفعال الى منطقة الورم، بواسطة خوذة مدرعة تحتوي على فتحات متعددة يتم مرور الإشعاع من خلالها، تثبت على راس المريض (الشكل 5)، وهذه الطريقة تستخدم فقط لمعالجة الأورام في منطقة الرأس فقط.

الشكل (3): وحدة المعالجة بالكوبالت.



الشكل(4): العلاج الإشعاعي المجسم بواسطة المسارع الخطي.



الشكل (5): المشرط الجامي وتظهر في الأعلى الخوذة وجهاز تثبيت المريض.

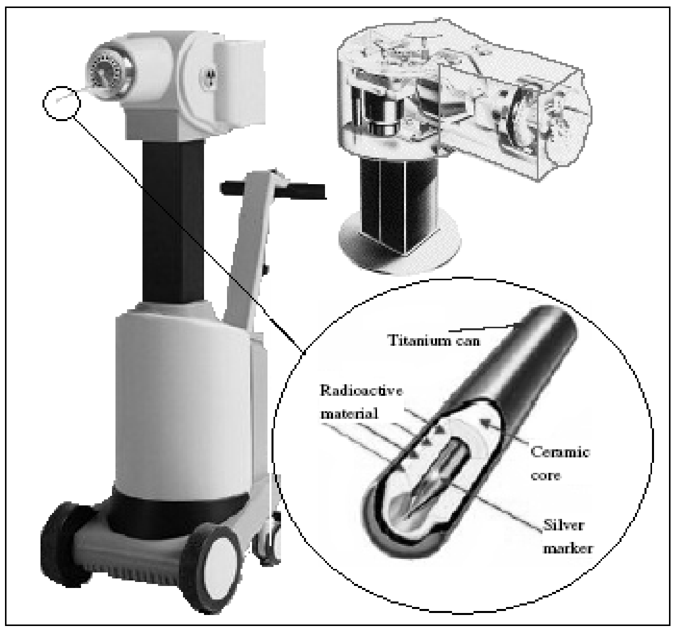
العلاج الإشعاعي عن قرب *(Brachytherapy)*:

يتم العلاج الإشعاعي عن قرب بغرس المصدر المشع داخل منطقة الورم، أو بوضعه على مسافة قريبة منه، ويتم العلاج الإشعاعي عن قرب باستخدام مصدر إشعاعي صغير الحجم محكم الإغلاق، أو على شكل ابره، أو سلك، أو حبيبات تغرس داخل الورم مباشرة $(Interstitial-implant)$ أو توضع بالقرب من منطقة الورم على بعد بضعة سنتمترات أو اقل $(Intracavitary-Therapy)$. طريقة المعالجة عن قرب تستخدم منذ العام 1940، وفي البداية كانت تتم، باستخدام مصدر الراديوم المشع (^{226}Ra)، أما اليوم فتتم باستخدام العديد من المصادر المشعة المنتجة صناعيا مثل $(^{103}Pd, ^{125}I, ^{137}Cs, ^{192}Ir, ^{90}Sr)$.يتم اللجوء لهذه الطريقة في العلاج في حالات متعددة منها تعذر الجراحة لاستئصال الورم، أو عدم ملائمة استخدام حزمة إشعاعية خارجية، أو استكمالاً للعلاج الإشعاعي بحزمة إشعاعية خارجية.

تم استخدام مصدر الراديوم المشع منذ البداية، وعلى نطاق واسع في المعالجة عن قرب، لذا يتم وصف المصدر المشع أو المصادر المشعة المستخدمة في العلاج الإشعاعي بذه الطريقة، من خلال ما يعرف بمكافئ الراديوم (milligram - radium equivalent (mg - Ra eq))، ويتم تداول هذا المصطلح في العديد من مراكز العلاج الإشعاعي لغاية اليوم من خلال المقارنة بين مقدار الجرعة الإشعاعية الناتجة عن المصدر المستخدم في العلاج عند مسافة معينة مع مقدار الجرعة الإشعاعية الناتجة عن واحد ملغم من الراديوم عند نفس المسافة. وبما أن هناك تباين في طاقة الإشعاع المنبعث من كل مصدر مشع، ومقداراً معيناً من التوهين يتم في غلاف المصدر، وضع المجلس الوطني للوقاية الإشعاعية والقياس (NCRP)، توصيته بضرورة قياس مقدار التعرض الإشعاعي بمكافئ وزن الراديوم، بقسمة مقدار التعرض الإشعاعي الناتج عن المصدر المشع على بعد متر واحد، على مقدار التعرض الإشعاعي الناتج عن مصدر الراديوم الموضع في غلاف معروف السمك، وعلى بعد متر واحد أيضا ، وغالبا ما تستخدم هذه الطريقة لمعايرة المصادر المشعة التي تستخدم في العلاج الإشعاعي عن قرب (العلاج القصير).

العلاج الإشعاعي عن قرب يتم باستخدام مصدر إشعاعي ذو معدل جرعة إشعاعية عالية (HDR)، أو معدل جرعة إشعاعية منخفضة (LDR). حيث يتم استخدم مصدر الاريديوم المشع بنشاط إشعاعي يتراوح ما بين

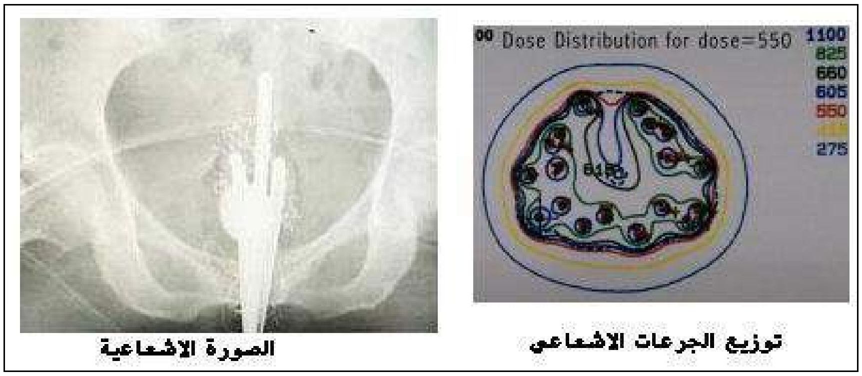
10-5 كوري للعلاج بمعدل الجرعة العالي (HDR) (الشكل (6)). والمصدر يعطي جرعة إشعاعية تتراوح ما بين 235-469 جرى/ساعة على بعد 1 سم في فترة زمنية قصيرة تتراوح ما بين 5-15 دقيقة. وهذه الطريقة تستعمل في علاج الأورام التي يمكن الوصول إليها من خلال المداخل الطبيعية في الجسم، مثل الأنف أو الشرج أو القناة المهبلية، ويتم تكرار عملية المعالجة لعدة مرات ولمدة أسبوع أو أسبوعين، ومن محاسن هذه الطريقة عدم ضرورة إقامة المريض في المستشفى. أما العلاج الإشعاعي باستخدام مصدر اشعاعي منخفض الجرعة (LDR)، فانه يتم باستخدام احد المصادر المشعة مثل ($^{103}Pd, ^{125}I, ^{137}Cs, ^{192}Ir$) بنشاط إشعاعي يتراوح ما بين 50-200 ملي كوري، ولفترة زمنية تتراوح ما بين يومين الى خمسة أيام. وفي وعادة ما يسبق المعالجة عمل جراحي لتثبيت حامل المصدر ($Applicator$)، والذي يكون مصنوع من مادة الستانلس ستيل، لتيسير دخول المصدر الى منطقة الورم. وقبل عملية المعالجة يتم استخدام مصدر وهمي للتأكد من موقع المصدر الحقيقي المفترض زراعته بواسطة التصوير الإشعاعي العادي. ثم يتم حساب مقدار الجرعة الإشعاعية وتوزيعها داخل منطقة العلاج وفي محيطها، كما هو مبين في الشكل (7) ، ثم يتم تحميل المصدر المشع داخل منطقة الورم، ويبقى المريض داخل المستشفى طول فترة العلاج.



الشكل (6): جهاز المعالجة عن قرب الذي يحوي المصدر المشع، وحامل المصدر.

الأجهزة المساندة في العلاج الإشعاعي:

بالإضافة الى ما تم ذكره من أجهزة العلاج الإشعاعي، يتم استخدام العديد من الأجهزة المساندة لعملية العلاج الإشعاعي، لغايات تشخيص وتحديد منطقة العلاج قبل المباشرة فيها، مثل المحاكي العلاجي ($Radiotherapy - Simulators$)، وجهاز المحاكاة هذا عبارة عن جهاز تصوير أشعة سينية يماثل المسارع الطبي من حيث مركز المعالجة وحجم الحقل الإشعاعي وطاولة العلاج، ويتم عمل تصوير تنظيري لمنطقة العلاج، لتحديد والتأكد من موقع ومكان الورم، من خلال تحديد النقاط المرجعية لمنطقة العلاج قبل الذهاب الى المعالجة الإشعاعية.كما يتم استخدام بعض المصادر المشعة أيضا في أقسام العلاج الإشعاعي، لغايات اختبار أنظمة قياس الجرعات في العلاج الإشعاعي مثل ($^{90}Sr/^{90}Y$).



الشكل (7): الصورة الإشعاعية لموقع المصدر المفترض (يسار)، ومقدار الجرعات الإشعاعية وتوزيعها (يمين).

مبادئ الوقاية الإشعاعية في العلاج الإشعاعي:

تعتمد بنية الوقاية الإشعاعية في أقسام العلاج الإشعاعي أولاً وأخيراً على طريقة وخطط العلاج الإشعاعي والتقنية المستخدمة في العلاج، وهذا الأمر يتطلب وجود الاحتياطات المناسبة وبرامج الوقاية الإشعاعية المناسبة لطبيعة العمل الإشعاعي وتحديد الواجبات والمسؤوليات والصلاحيات للعاملين.

يجب أن يسبق عملية تحديد الصلاحيات والمسؤوليات عملية تعريف للمجاميع التي تتعرض أو يحتمل أن تتعرض للإشعاع والواجب حمايتها حسب ما يلي:

1. فئة العاملين في أقسام الأشعة و تشمل: الفيزيائيين والأطباء ومشغلي الأجهزة والفنيين وطاقم التمريض.
2. الزوار والعامة: بالعادة تفتح المستشفيات والأقسام أبوبا للعامة لزيارة المرضى، لذا فانه من الضرورة حماية هؤلاء من التعرض الإشعاعي.
3. المريض : رغم تعرضهم للإشعاع بجرعات كبيرة لغايات العلاج فان وقايتهم وحماية الأعضاء السليمة من الآثار السلبية للإشعاع تكون واجبة وضرورية من قبل المعالجين.

تتم حماية العاملين في أقسام العلاج الإشعاعي على اعتبار إن هؤلاء هم عاملين في المجال الإشعاعي، وتقتضي طبيعة عملهم التعرض لمستويات معينة من الإشعاعي يجب أن لا تتجاوز الحدود المسموح بها، حسب توصيات اللجنة الدولية للوقاية من الإشعاع *ICRP* ، والوكالة الدولية للطاقة الذرية، كما هو مبين في الجدول (1) :

الجدول (1): الحدود المسموح بها للتعرض الإشعاعي للعاملين في المجال الإشعاعي.

حدود الجرعة	
مكافئ الجرعة	100 ملي سيفرت لكل خمس سنوات متتالية بمعدل 20 ملي سيفرت لكل سنة
مكافئ الجرعة السنوي	
عدسة العين	150 ملي سيفرت
الجلد	500 ملي سيفرت
الإطراف	500 ملي سيفرت

أما بالنسبة للعاملات ، الحدود المذكورة تنطبق عليهن وفي حال كانت العاملة في حالة حمل فانه يجب اتخاذ احتياطات إضافية، وتطبق عليها الحدود المسموح بها لتعرض العامة (1 ملي سيفرت في العام)، وذلك خلال فتـرة الحمل.

ولغاية السيطرة على مقدار التعرض الإشعاعي للعاملين في المجال الإشعاعي فانه من الواجب اتخـاذ الإجـراءات التالية في أقسام العلاج الإشعاعي كما يلي:

1. تصنيف مناطق العمل الإشعاعي لمناطق خاضعة للسيطرة الكاملـة (*Controlled – Areas*) ومنـاطق خاضعة للإشراف الكامل (*Supervised – Areas*).
2. إنشاء برامج الوقاية الإشعاعية وهذه البرامج يجب أن تشمل:

- الطرق المناسبة للسيطرة على الجرعة الإشعاعية ضمن الحدود المسموح بها لكل من المناطق الخاضعة للسيطرة والمناطق الخاضعة للإشراف ومناطق تواجد العامة.
- وضع القواعد والتعليمات المحلية على مستوى المؤسسة لأتباعها من قبل العاملين، ويجب أن تكـون هـذه القواعد والتعليمات مكتوبة بلغة واضحة وسهلة ومفهومة من قبل العاملين ويمكن تطبيقها.
- تحديد وتعريف المسؤوليات الملقاة على عاتق كل شخص بالمؤسسة مثل ضابط الوقاية الإشعاعية والعـاملين والإدارة.
- توفير وسائل وبرامج الرصد الشخصي للعاملين، والمكاني لمكان العمل، حسب تصـنيف منـاطق العمـل وتزويدها بأجهزة القياس المناسبة.
- توفير وإعداد برامج تأهيل وتدريب العاملين في مجال الوقاية الإشعاعية ضمن دورية معينة وإدامتها بالشـكل الملائم مدعومة بنظام توثيق ومتابعة مناسب.
- أعداد خطة لحالات الطوارئ الإشعاعية وتحديد الأشخاص أو الإدارات المعنية بهذا الموضوع على مسـتوي المؤسسة، مع بيان الأشخاص الذين يجب الاتصال بهم أو استدعائهم في حالة حدوث حادث إشعاعي، وتحديد الإجراءات الفورية التي يجب اتخاذها، وان تشمل تعليمات مكتوبة بشكل واضح وبارز وفي متناول المعنيين، في المكان والزمان المناسب.

جميع ما ذكر أعلاه يمثل الحد الأدنى من الإجراءات، والحد الأدنى هنا لا يعنى عدم التطوير والتحديث بمـا يضمن تخفيض الجرعات قدر الامكان. أما بالنسبة لبرامج الرصد الشخصي والمكاني، فيجب أن تشمل برامج مراقبة وتقييم مقدار الجرعات الإشعاعية الناتجة من التعرض الخارجي والداخلي معا. وبناء علية فان برنامج الرصد والمراقبة ينقسم لعدة مستويات، تبدأ بالمستوى الأول ويشمل هذا المستوى، برنامج المراقبة الـدوري المصـاحب لعمليـات التشغيل الاعتيادية، وبرنامج الرصد الشخصي الدوري، وعمليات الرصد والمراقبة المرتبطة ببعض النشاطات المحـددة والتي تقتضي الحصول مباشرة على النتائج أثناء عملية التشغيل، لاتخاذ القرار فيها مباشرة، وبيان مقدار التعرض منها، لغايات الاستمرار بها، أو العمل على تبديل طاقم العمل، أو حتى إيقاف العملية برمتها. ويشمل هذا المستوى عمليات القياس والرصد الخاص لغايات التحقق من مدى أمان وملائمة ممارسة معينة، أو حالة خاصة متعلقـة بالعـاملين أو بمكان العمل أو توفير المعلومات حول ممارسة معينة.

أما بالنسبة للمستوى الثاني من برنامج الرصد المراقبة، يشمل مراقبة أماكن العمـل الإشـعاعي وإجـراء القياسات المناسبة في محيط العمل، وكذلك إجراء عملية الرصد الإشعاعي الشخصي غير الدوري التي تـتم بالعـادة

باستخدام أجهزة القياس المزودة بنظام الإنذار لحدود الجرعة المتعلقة بمكان وزمن التعرض، للتمكن من إجراء معالجة فورية للحالات التي تخفق فيها نظم الوقاية الإشعاعية.

هذه المستويات يجب مراجعتها وتقيمها بشكل دوري ومنتظم، وكذلك في حال إجراء تغيير على طبيعة الممارسة، أو مكان العمل، أو في حالة زيادة حجم العمل، أو إضافة أجهزة إشعاعية جديدة، أو تغيير في البنية الفيزيائية لمكان العمل، أو تغير في تصنيف مناطق العمل الإشعاعي، وتوفير سبل الوقاية الإشعاعية المناسبة والملائمة بما يتناسب مع التغيرات الطارئه.

وقاية العاملين والعامة:

لغايات حماية ووقاية العاملين والعامة من خطر التعرض الإشعاعي فانه من الواجب اتخاذ الإجراءات والاحتياطات التالية [74]:

1. وضع الإشارات التحذيرية المناسبة، وتشمل، إشارات التعرض الإشعاعي ومناطق العمل الإشعاعي وإشارة الوضع التشغيلي للجهاز تبين حالة الجهاز أو مصدر الإشعاع إذا ما كان بوضعية التشغيل أو الإغلاق.
2. تزويد الأبواب والمداخل بأقفال الإغلاق، لمنع الدخول المفاجئ للأشخاص أثناء أعطاء الجرعة للمريض.
3. وجود وسائل الاتصال والمراقبة، لتوفير الاتصال مع المريض أو بين الشخص داخل غرفة المعالجة والخارج، ولمراقبة حركة المريض أثناء العلاج..
4. وجود مفاتيح الإغلاق للحالات الطارئه، مع عمل الصيانة الدورية لها، والتأكد من صلاحيتها باستمرار.
5. وجود أنظمة إنذار مسموعة، للتحذير عند بدء التشغيل، أو لإخلاء غير المعنيين من غرفة المعالجة.
6. وتوفير وسائل الحماية والدروع الإشعاعية الملائمة، سواء للعاملين، أو لغرف المعالجة، بما يتناسب مع مستويات التعرض وطبيعة المصدر المشع أو المعدات الإشعاعية.
7. تزويد لوحة التحكم بمؤقت زمني يعطي إشارة البداية والنهاية للمعالجة.
8. وجود محددات لحقول الأشعة، والتأكد من صلاحيتها ودقتها بشكل مستمر (الدقة بالعادة تبلغ 2%).
9. وضع آلية تحكم مناسبة للقيام بإغلاق الجهاز أو المصدر في حالة حدوث أمر غير مألوف أثناء المعالجة، مثل محاولة الدخول غير المبرمج الى غرفة المعالجة، أو التعامل غير الصحيح مع الجهاز، أو محاولة تغير وضعية التشغيل أثناء عمل الجهاز أو المصدر.
10. وضع آلية تحكم تمنع تشغيل الجهاز من دون التأكد من التجهيز الكامل لعملية المعالجة، مثلاً، إذا كان الباب غير مغلق أو الطاولة غير مثبتة.
11. يجب أن يكون التحكم بتشغيل الجهاز فقط من خلال لوحة التحكم، ومن قبل الأشخاص المخولين بذلك ويتم ذلك بوجود كلمات سرية للتشغيل بحوزة الأشخاص المخولين فقط للتشغيل.
12. يجب التأكد من صلاحية دخول وخروج المصدر المشع بالشكل الملائم في حالة استخدام المصادر المشعة في العلاج.
13. يجب إجراء المسح الإشعاعي، وفحوصات التسرب عند تغير المصدر المشع، أو عند حدوث أي تغيير على مصدر الأشعة.
14. يجب قياس معدل الجرعة الإشعاعية في كافة المناطق، وفي حال تجاوزها معدل الحدود المسموح بها، يجب اتخاذ الإجراءات اللازمة، لتجنب زيادة مقدار التعرض عن الحدود المسموح بها لكافة الفئات.

15. يجب إجراء عملية المعايرة لكافة أجهزة ومعدات القياس الإشعاعي من قبل فيزيائي مؤهل ومدرب وذو خبرة مناسبة بهذا المجال، و يجب أن يكون أداء أجهزة القياس ضمن المواصفات المقبولة، سواء لغايات قياس الجرعة الإشعاعية وتقييمها، أو القياس لغايات الوقاية الإشعاعية.

16. يجب التأكد وبشكل دوري من نظام الأمان للمصدر المشع (نظام أعادة المصدر المشع الى مكانه) في الحالات الطارئه أو في حال حدوث خلل أثناء التشغيل.

17. يجب إجراء فحوصات التسرب الإشعاعي بشكل دوري، لأجهزة المعالجة التي يستخدم فيها مصدر إشعاعي، ويجب التأكد من أن معدل الجرعة الإشعاعية لا يتجاوز 20 ميكروجرى لكل ساعة على بعد متر واحد من سطح المصدر، و 200 ميكروجري لكل ساعة على بعد 5سم من المصدر وذلك إثناء وجود المصدر بوضعية التبييت (وضعية عدم التشغيل).

18. يجب إجراء فحوصات التسرب الإشعاعي لهذه الأجهزة بوضعية التشغيل أيضا، ويجب أن لا يزيد معدل الجرعة المتسربة عن 10 ملي جري لكل ساعة على بعد 1 متر أو ما قيمته 0.1% من معدل الجرعة للشعاع الفعال على أن تؤخذ القيمة الأعلى.

19. يجب عمل هذه القياسات باستخدام كاشف إشعاعي، لا تقل فيه مساحة الكاشف عن 100 سنتمتر مربع ويتم القياس على مسافة 1 متر من المصدر، أو باستخدام كاشف ذو مساحة فعالة لا تقل عن 10سنتمتر مربع وفي هذه الحالة يتم القياس على بعد 5 سم من المصدر.

وقاية المريض أثناء العلاج الإشعاعي:

بالرغم من تعرض المريض لجرعة إشعاعية عالية لمنطقة العلاج، إلا أن وقايته خلال العلاج الإشعاعي تعتبر أمر في غاية الأهمية، وذلك لحماية بقية جسم المريض من التعرض غير المبرر للإشعاع. ولتحقيق هذه الغاية فانه من الضروري معرفة العوامل التي تؤثر إيجابا في زيادة الجرعة الإشعاعي للمريض، لغايات تداركها والتخفيف منها. ولمعرفة هذه العوامل فانه من الضروري معرفة مكونات الحقل الإشعاعي حول المريض أثناء تلقيه المعالجة الإشعاعية.

يتكون الحقل الإشعاعي حول المريض في حالة العلاج بحزمة إشعاعية خارجية من:

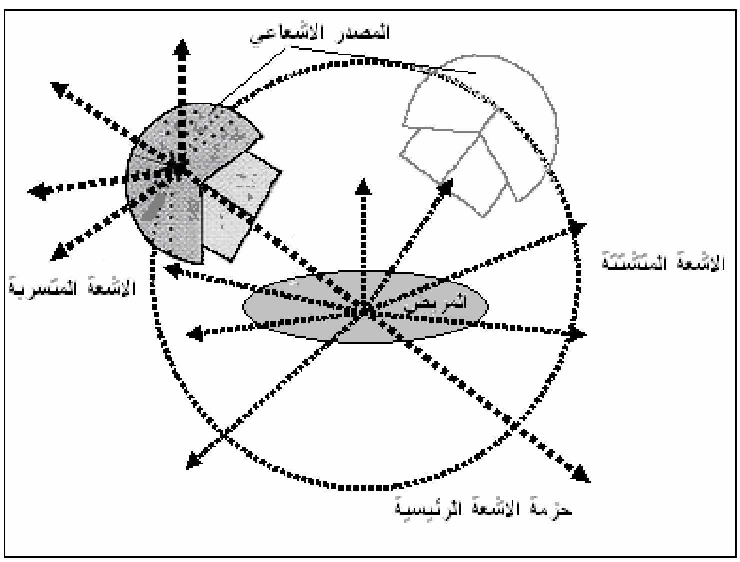
1. الإشعاع المتشتت من داخل جسم المريض نتيجة تشعيع منطقة الورم (الهدف) في جسم المريض وتشتت الإشعاع منها.
2. الإشعاع المتشتت من محدد حقل الأشعة، والمتسرب من جهاز الأشعة بالإضافة للإشعاع المتشتت والمرتد من جدران وأرضية وسقف غرفة المعالجة، وطاولة العلاج. والشكل (8) يوضح مصادر الحقل الإشعاعي حول المريض.

الإشعاع المتشتت من جسم المريض يعتمد على مقدار طاقة الإشعاع، ومقدار البعد عن حافة حقل المعالجة وحجم حقل المعالجة نفسه. وبناء على هذه العوامل فانه من الأهمية اتخاذ الحيطة والعناية الكافية عند عملية اختيار هذه العوامل وان تختار بدقة عالية، لتخفيض الآثار الجانبية للعلاج، ولكن يجب الملاحظة هنا بان هذا الأمر لا يكون متاحا دائما لتغيير هذه العوامل، ولكن يكون من الملائم اختيار العامل الذي يمكن التغيير فيه بدون أي تأثير على دقة العلاج، وذلك لتخفيض الجرعة كلما كان ذلك ممكننا. وبالرغم من وجود بعض الصعوبة في التحكم ببعض العوامل، ألا أنة من الممكن وقاية المريض أثناء العلاج الإشعاعي من خلال إتباع الإجراءات التالية:

1. تحديث وتطوير التقنية المتبعة في العلاج.

2. تغير زوايا حزمة الشعاع الفعال بالنسبة للحقل الإشعاعي وإيجاد الزاوية المثلى التي تضمن عدم تعرض الأنسجة السليمة للإشعاع المباشر أو المتشتت.
3. تقليل مساحة حقل المعالجة من خلال إجراء التخطيط المناسب والتحديد الدقيق لمنطقة العلاج.
4. التحديد الدقيق للأنسجة السليمة المجاورة لمنطقة الورم وتجنب تعريضها للإشعاع.
5. اختيار الطاقة المناسبة للإشعاع حسب موقع وعمق الهدف.
6. زيادة طول الحقل أثناء تحديد منطقة الورم (Double exposure portal filming) وذلك لتخفيض الجرعة خلال عملية المحاكاة أو التصوير مع مراعاة عدم تعريض المناطق والأنسجة الحساسة للإشعاع خلال عملية تحديد منطقة العلاج بواسطة الفلم أو جهاز المحاكاة.
7. استخدام أدوات التدريع المناسبة لحماية الأنسجة الحساسة، واختيار المادة المناسبة للدرع من الناحية الفيزيائية والإشعاعية، وتثبيتها بالشكل المناسب.
8. استخدام محددات حقل الأشعة الإضافية مثل محدد حقل الأشعة الثالث (Tertiary collimator) أو محدد حقل الأشعة متعدد الوريقات (Multileaf collimator).

هذا بالإضافة الى إجراء قياسات مبدئية لمقدار الجرعات الإشعاعية، والتي من الممكن أن يتلقاها المريض أثناء المعالجة، أما بطريقة القياس التمثيلي المباشر قبل المعالجة، أو بواسطة من خلال الحسابات التقديرية بواسطة البرامج المخصصة لذلك في حال توفرها، لغايات اختيار الطريقة المثلى للعلاج، وخصوصا عندما يتعلق الأمر في حالات خاصة مثل إن تكون المريضة حامل أو في سن الإنجاب، أو مريض بأدوات خاصة مثل منظم دقات القلب.



الشكل (8): مصادر حقل الأشعة حول المريض أثناء العلاج الإشعاعي.

تقييم المستويات الإشعاعية في المنشآت:

تبدأ الوقاية الإشعاعية في أقسام العلاج الإشعاعي مع بداية وضع مخططات الإنشاء لمنشاة العلاج الإشعاعي، لضمان المحافظة على مستويات التعرض الإشعاعي ضمن الحدود المقبولة أثناء ممارسة العمل الإشعاعي، ولتجنب إجراء تغيرات أو معالجة في المستقبل لهذه المنشات، حيث أن التعديل أو التحسين الذي يتم لاحقا لمتطلبات الوقاية

الإشعاعية ليس بالسهولة ولا اليسر، نظرا لطبيعة تصميم غرف ومرافق الأشعة العلاجية ومتطلبات التدريع لها. لـذا فان عملية التصميم الصحيحة والإشراف تساعد على تجنب التغييرات والإضافات في المستقبل.

إثناء مرحلة الإنشاء يجب القيام ببعض القياسات والاختبارات لتقييم جودة وملائمة مواد الإنشاء والتدريع الإشعاعي لتأدية الغرض المطلوب، وهو توهين الإشعاع للمستويات المقبولة أثناء الممارسة الإشـعاعية بنـاء علـى حسابات التدريع الأولية، لذا فان الضرورة تقتضي إجراء الفحوصات والاختيارات التالية:

- اختبار سمك الدرع الإشعاعي من حيث السمك والكثافة وتجانس مادة الدرع وخلوها من العيوب والشـقوق والفتحات الناتجة عن تركيب الطبقات الإنشائية بجانب بعضها البعض، سواء للدروع الإسمنتية أو الرصاصية.
- يجب فحص صفائح الرصاص أو المواد الأخرى قبل التركيب، باستخدام الأجهزة والأدوات المناسبة لذلك بما فيها أجهزة التصوير الإشعاعي.
- في حال استخدام الدروع الإسمنتية يجب التأكد من كثافة المواد المستخدمة باسـتمرار، لان أي اخـتلاف في الكثافة سيؤثر حتما في قدرة المادة على توهين الإشعاع.
- فحص المنافذ والإنشاءات التكميلية للبناء، مثل فتحات التهوية والمفاصل ومجـاري التوصـيلات الكهربائيـة والصحية ونقاط التجميع والتفرع للتمديدات الكهربائية.

في مرحلة تنصيب الأجهزة الإشعاعية والمعدات يجب القيام بنوع أخر من القياسات والاختبـارات متعلـق بكيفية ووضعية تنصيب الأجهزة والمعدات، مثل وضعية اتجاه الشعاع الفعال، وحركة دوران راس جهـاز المعالجـة والتأكد من عدم وجود العوائق قد تؤثر على دورانه.

عند تنصيب الأجهزة والمعدات يجب أيضا إجراء القياسات الإشعاعية المطلوبة حسب تصنيف مناطق العمل الإشعاعي، والتأكد من أن مستويات الإشعاع داخل وخارج مناطق العمل الإشعاعي ضمن الحدود المسـموح بـها، وذلك باستخدام أجهزة قياس الإشعاع المحمولة. والعمل على توثيق كافة القياسات والمسوحات الإشعاعية، بالإضافة الى إجراء القياسات المتعلقة بوحدة المعالجة وذلك بقياس الجرعات الإشعاعية بشكل مبدئي عند التنصيب، ويجب أن تكون الجرعات الإشعاعية عند القياس متطابقة بنسبة 10% على الأقل، مع العلم بان هذه النسبة غير مقبولة لغايات قياس جرعات المرضى، ولكنها مقبولة بشكل مبدئي عند تنصيب الأجهزة، ولغايات الاختبارات المبدئية فقط[1].

عند القيام بالقياسات الإشعاعية يجب استخدام أجهزة القياس والمسح الإشعاعي المناسبة والمعايرة علـى الطاقـة الملائمة (مثل عنصر السيزيوم ($^{137}Cs, E_{\gamma} = 661keV$))، ومن قبل جهة معتمدة، بالإضافة الى قياس النيترونات في حال تنصيب الأجهزة ذات الطاقات العالية. كما يجب إجراء قياسات للجرعات الإشعاعية في كافة منـاطق العمـل الإشعاعي والمناطق المحيطة بها من كافة الاتجاهات وما يعلوها أو يقع أسفلها، بطريقة القياس المباشر بواسطة أجهـزة المسح الإشعاعي، أو بطريقة القياسات التراكمية لمدة زمنية معينة باستخدام الوضحات (TLD)، أو الأفلام، لكافـة المناطق، وفي نقاط مختلفة، ويتم هذا وضع الوضحات، أو الأفلام، لمدة زمنية معينة في هذه الأمـاكن للتأكـد مـن مستويات الإشعاع فيها.

تصميم وتدريج غرف المعالجة الإشعاعية:

غرف المعالجة الإشعاعية تحتاج الى التدريع المناسب كما ذكرنا سابقا للمحافظة على مستويات الإشعاع في المناطق المجاورة ضمن الحدود المقبولة ضمن تصنيف هذه المنطقة. لذا فان تصميم التدريع الملائم يعتبر أمر حيوي وفي غاية الأهمية في ممارسة العمل الإشعاعي، لغايات العلاج الإشعاعي، مع ضرورة الأخذ بعين الاعتبار كافة العوامل التي

تؤثر على المستوى الإشعاعي، ومثال على ذلك ضرورة الأخذ بعين الاعتبار مساهمة النيترونات في مستوى الجرعة الإشعاعية، عندما يتم اختيار وحدة معالجة إشعاعية بطاقة تزيد عن 10 مليون إلكترون فولت، ووضع الحل المناسب لمعالجتها من خلال تصميم الدرع المناسب لامتصاصها.

تلعب مساحة المنطقة المراد إنشاء قسم العلاج الإشعاعي عليها دورا هاما في عملية التصميم والتدريع، وذلك من ناحية كونها منطقة واسعة خالية من الإنشاءات، أو منطقة بناء تكميلي، أو مساحة ضمن منشاة قائمة أصلا، أو إجراء عملية استبدال لوحدة معالجة قديمة بأخرى جديدة وبطاقة إشعاعية أعلى. هذه العوامل قد تحد من الخيارات في عملية اختيار مادة الدرع المناسب، ففي حالة المنشأة الجديدة، يمكن استخدام الاسمنت لعملية التدريع، أما في حالة المنشاة القائمة أصلا، فان الخيارات تبقى محدودة ومحكومة بالوضع القائم، وفي هذه الحالة قد يكون البديل هو استخدام مادة الحديد أو الرصاص أو مواد أخرى تكون ملائمة لعملية التدريع، أو إضافة مواد أخرى لامتصاص النيترونات المتولدة في حال الطاقات العالية للإشعاع. وفي حال اقتضت الضرورة استخدام الحديد أو الرصاص في عملية التدريع فانه يجب مراعاة إضافة مواد أخري قادرة على امتصاص النيترونات مثل المواد منخفضة العدد الذري مثل (Borated Polyethylene).

هذا بالإضافة لخيار إمكانية إنشاء ممر المتاهة (الممر المتعرج (maze)) أم لا، حيث أن وجود ممر متعرج يقلل من السمك اللازم لباب الغرفة (يمكن الرجوع للفصل الحادي عشر حسابات التدريع)، بالتالي ما يترتب عليه من تبعات تتعلق بالية فتح وإغلاق الباب وزمن الفتح والإغلاق وعملية تثبيته بالشكل الملائم.

من الأمور الأخرى التي يجب أخذها بعين الاعتبار، ووضعية واتجاه دوران وحدة المعالجة واتجاه الإشعاع الفعال، بحيث ينصح بان يكون اتجاه الحزمة الإشعاعية الفعالة باتجاه المناطق غير المشغولة، أو محدودة الإشغال. وتوفير وسائل الأمان كما تم ذكره سابقاً.

عند تصميم الدروع الإشعاعية، يجب الأخذ بعين الاعتبار حدود الجرعات المسموح بها في مناطق العمل الإشعاعي، والمناطق غير الخاضعة للسيطرة، وذلك حسب التشريعات المعمول بها، وفي حال استخدام الطاقات العالية، يجب اعتبار معامل النوعية للنيترونات عند عملية حساب الجرعات الإشعاعية، وذلك من خلال الأخذ بعين الاعتبار معامل النوعية للنيترونات (Quality Factor) مابين 10-20 [2].

فحوصات القبول:

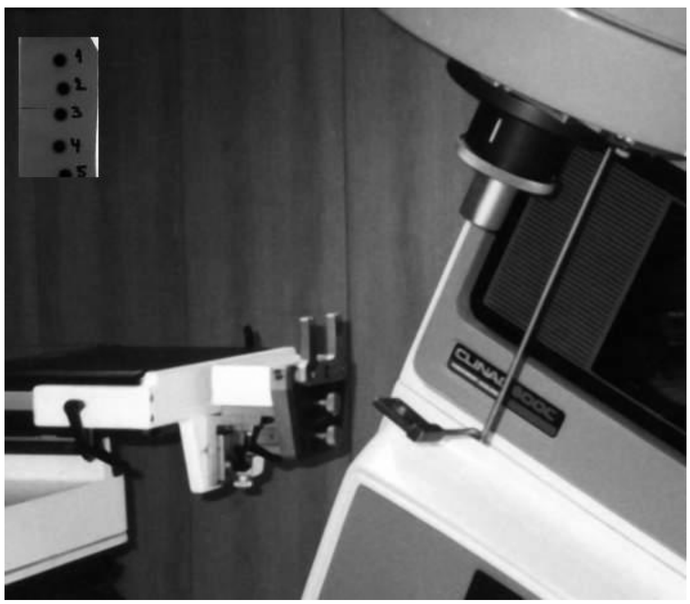
بعد الانتهاء من عملية تنصيب أجهزة المعالجة الإشعاعية، يجب العمل على إجراء الفحوصات والاختيارات (فحوصات القبول) التي تبين كفاءة وملائمة جهاز المعالجة لعلاج المرض من قبل فيزيائي مؤهل ومن ثم توثيق نتائج هذه الفحوصات والاختبارات قبل إعطاء التخويل التام بممارسة العمل. هذه الفحوصات تشمل، الحالة الميكانيكية والكهربائية للجهاز، والقدرة الإشعاعية، وأنظمة الأمان والتحكم المختلفة، بما يتطابق مع مواصفات الشركة المصنعة للجهاز، أو حسب النوع والموديل. وفحوصات القبول (*ATP*) تجرى في العادة لعدة غايات، منها التأكد من أداء الجهاز المنوي استخدامه لغايات المعالجة، والتأكد من توفير السلامة والأمان للمريض والمشغل، بالإضافة الى أنها توفر قاعدة معلومات مرجعية عن الجهاز لغايات إجراء فحوصات ضبط الجودة والنوعية.

فحوصات القبول التي يجب أجراءها للجهاز تشمل[1]:

1. فحص مكان المعالجة خلال عملية التنصيب، من حيث توفر الإشارات التحذيرية، وإشارات التحذير الضوئية والسمعية، وأنظمة الاتصال المرئي والصوتي، والتأكد من عمل أنظمة الإغلاق وأنظمة الطوارئ،

والتأكد من كفاءة طاقم العمل. بعد هذه المرحلة وعند البدء بتشغيل الجهاز، يجب التأكد مـن صـلاحية أنظمة السلامة والأمان، ونظام الطوارئ وأنظمة إغلاق الأبواب ، والقيام بمعايرة الجهاز بشكل أولي علـى كافة أنماط التشغيل، وقياس مستويات الإشعاع في كافة مناطق العمل والمناطق المحيطة بها، وتحت مختلـف الظروف التشغيلية، وفي أسوء الحالات، وباستخدام أعلى طاقة تشغيلية للجهاز.

2. إجراء الفحوصات المتعلقة بالنظام الميكانيكي والإشعاعي للجهاز، مثل فحص محددات حقـل الأشـعة، ومحاور حقل الأشعة، ونقطة المنتصف، وحركة فكـي المحـددات وتماثلـها (*Symmetry*) في كافـة الاتجاهات، واختبار دوران المحددات، وكذلك فحص محاور المحددات وتطابقها مع الحقل الضوئي وبأوضاع مختلفة، وفحص تماثل حقل الضوء مع الحقل الإشعاعي باستخدام أفلام الأشعة. كما يجب إجراء فحوصات مركز الحقل (*Isocenter*) من الناحية الميكانيكية، وعلى عدة وضعيات أثناء دوران المحـددات ودوران رافعة راس جهاز المعالجة (*Gantry*) ودوران طاولة المريض، بالإضافة الى فحص مركز الحقل إشـعاعيا باستخدام كرة حديدية للفحص وحامل للفلم، كما هو مبين في الشكل (9).



الشكل (9): فحص مركز الحقل الإشعاعي بحيث تكون الدائرة الظاهرة على الفلم،كما هو مبين في الإطار وذلك ضمن قطر معين.

3. إجراء فحوصات الأنظمة الميكانيكية في الجهاز، مثل فحص حركة طاولة المريض لكافة الاتجاهات، ونظام تثبيت الطاولة، وتطابق وضعية الطاولة والمسافات الموضوعة مع مؤشرات وقراءات لوحة التحكم، ونظـام الإيقـ ـاف ($Anti-Collision$)، وأنظمـ ـة وأدوات تحسـ ـين الحزمـ ـة الإشـ ـعاعية ($Beam-Modifier-Systems$) من الناحية الميكانيكية.

4. فحوصات نظام المراقبة والتحكم، من حيث اختيار النمط التشغيلي وكفاءة بـرامج التشـغيل والـتحكم ودقتها، ونظام قياس الجرعات الإشعاعية، ونظام المرور للمستخدم، وأنظمة الأمـان والسـلامة، ونظـام التسجيل والتوثيق، ونظام استرجاع المعلومات (*Backup*).

5. إجراء القياسات المتعلقة بنظام التشعيع ومعاملات الحزمة الإشعاعية، للتأكد من تطابقها مع نظام القيـاس المحوسب،كتطابق مقدار الجرعة الإشعاعية (*cGy*) مـع عـدد الوحـدات *(Monitor Unit-MU)*،

وفحص تجانس الحزمة الإشعاعية وثباتها، لفترات زمنية طويلة، وفحص نظام التوقيت وثبات نظام المراقبة الإشعاعية *(MU)*، ودقة وثبات معدل الجرعة. بالإضافة الى فحص تماثل الحزمة الإشعاعية، وقياس نسبة الإشعاع خارج الحزمة الإشعاعية، وفحص مقدار شبة الظل *(Penumbra)* ، وقياس مستوى نقاء الحزمة الإشعاعية وطاقتها، وطاقة حزمة الالكترونات، ونسبة الانتقال عبر المحددات. كما يجب قياس معاملات الحزمة الإشعاعية أيضا مع استخدام محسنات الحزمة الإشعاعية، مثل المحددات الإضافية، والمرشحات ألإسفينيه. بالإضافة الى قياس منحنيات تماثل الجرعة *(Isodose Curves)* ومقدار الجرعة على السطح.

6. فحص أنظمة الإغلاق *(Interlock Systems)* والتأكد من كفاءتها وسلامتها على كافة الأوضاع والاحتمالات التشغيلية.

التهيئة و التفويض (commissioning[1])[1] :

التهيئة تعني تزويد نظام المعالجة بالمعلومات اللازمة للقيام بعملية العلاج الإشعاعي ضمن خطوات معروفة مسبقاً، لأجل منح التفويض بالاستخدام، والتهيئة تشمل تزويد النظام بمعلومات عن الحزمة الإشعاعية، وإدخال هذه المعلومات ضمن نظام تخطيط المعالجة الإشعاعية المحوسب *(RTP)*، وتحديث خطوات المعالجة، وتدريب العاملين على استخدام نظام المعالجة، من خلال هذه المعلومات. وبما أن عملية التخطيط للعلاج الإشعاعي تعتمد النظام المحوسب لحساب جرعات المريض، فانه من الضروري تزويد النظام بكافة المعلومات المتعلقة بجهاز المعالجة، للتمكن من إجراء الحساب والتقييم الصحيح للمعالجة، وعدم إجراء هذه العملية سينتج عنه عدم صحة الحساب والتقييم للجرعة الإشعاعية التي يتلقاها المريض.

أنجاز عملية التهيئة، والدقة في إنجازها تعتمد على مدى مهارة الفيزيائي والأدوات المستخدمة ونوع جهاز المعالجة، وتحتاج عملية التهيئة الى فترة زمنية تتراوح ما بين 2-4 أسابيع في حال توفر كافة المعدات والأجهزة، مثل المحاكيات الوهمية، وأجهزة قياس الجرعة الإشعاعية، وأجهزة التشخيص الوسيطة مثل أجهزة التصوير الطبقي و الرنين المغناطيسي. ولإنجاز عملية التهيئة بالشكل الصحيح يجب قياس منحيات الجرعة، وقياس المقاطع الجانبية للحزمة الإشعاعية، وتقاطعها، ورسم محنيات تماثل الجرعة، من خلال القيام بعملية قياس الجرعة بالشكل الملائم، وإيجاد كافة المعلومات والعوامل المتعلقة بالحزمة الإشعاعية لجهاز الأشعة، باستخدام معدات القياس المناسبة من حيث الحساسية والاستقرار والثبات أثناء إجراء القياسات مع ضمان معالجة التسرب من الكاشف الإشعاعي. كما يجب إن تكون أجهزة القياس غير معتمدة على الطاقة *(Energy Independence)*، وذات قدرة على التفريق المكاني *(Spatial resolution)*، وذلك للتمكن من إجراء القياس على طيف واسع من الطاقة وان تتناسب القراءات خطياً مع الجرعة. لذا فان الاختيار الأنسب يكون باستخدام نظام مسح الحقل الإشعاعي الاتوماتيكي *(AFS)*.

عند تهيئة النظام يجب معايرة وقياس الجرعات الإشعاعية حسب البروتوكولات المعتمدة لهذه الغاية مثل البروتوكولات الصادرة عن الوكالة الدولية للطاقة الذرية في منشورها رقم *(TRS – 398)* [51] أو *(TRS – 277)* [52] ، أو البروتوكولات الصادرة عن *(AAPM)* مثل البرتوكول رقم 21 لسنة 1983[1] أو رقم 51 لسنة 1999[2]. وتتم عملية المعايرة بإيجاد العلاقة بين مقدار الجرعة الإشعاعية بوحدة *(cGy)*، و وحدة

[1] "Commissioning" refers to the process whereby the needed machine-specific beam data are acquired and operational procedures are defined [1].

(MU)، على عمق معين ومساحة محددة للحقل الإشعاعي، ومسافة معينة بين الجهاز وجسم المريض *(SSD)*، والجهاز والكاشف الإشعاعي *(SDD)*.

إن الأمر الأكثر أهمية في عملية تهيئة الحزمة الإشعاعية، هو اختيار طريقة حساب الجرعة وتوفير المعلومات اللازمة عندما تتم الحسابات باستخدام نظام محوسب. علماً بان النظام التقليدي لتخطيط وحساب الجرعة الإشعاعية يعتمد على أمرين أساسيين، هما مقدار الجرعة على عمق معين لحقل إشعاعي مربع أو مستطيل الشكل، وعلى منحنيات تماثل الجرعة. وفي حالة الجرعة عند عمق معين، فأما أن تكون المعلومة على شكل نسبة مئوية من قيمة الجرعة عند ذلك العمق *(PDD)* على مسافة محددة *(SSD)*، أو باستخدام نسبة توهين الأنسجة الى توهين الهواء *(TAR)*، أو الى توهين المحاكي الوهمي *(TPR)*، أو لقيمة توهين النسيج القصوى *(TMR)*.

عند القيام بعملية حساب مقدار الجرعة لحقل إشعاعي مربع أو مستطيل الشكل، لمعرفة عدد الوحدات *(MU)* التي تعطينا الجرعة المطلوبة، لا بد من توفير الجداول أو الرسوم البيانية، التي تبين مقدار النسبة المئوية للجرعة الإشعاعية على عمق معين مثل *(PDD)*، أو *(TAR)*، أو *(TPR)*، أو جميعها مجتمعة، للحقل الإشعاعي مربع الشكل، وباستخدام العلاقة التحويلية [32,111] بين الشكل المربع والمستطيل يمكن إيجاد النسبة للشكل المستطيل. كما يجب توفير جداول معامل الخرج *(Output Factor)* للحزمة الإشعاعية في الهواء، وفي المحاكي الوهمي، ومعاملات التصحيح لمقدار التغير في الجرعة *(PDD)* عندما تتغير المسافة *(SSD)*، ومعاملات قمة التشتت، ومعاملات التصحيح للمرشحات ألإسفينيه والحامل لها.

أما لعملية حساب مقدار الجرعة الإشعاعية خارج محور حقل المعالجة *(Off-axis)*، فانه يجب توفير معلومات أضافية عن مخطط تماثل الجرعة للحقل الإشعاعي مربع الشكل، ولمسافة ثابتة، وإجراء عملية التحويل للحقل المستطيل، و التصحيح بالنسبة للحقل المائل، للحقل الإشعاعي مربع الشكل وطول ضلعه *(4,5,6,8,10,12,15,20) cm*. كما يجب إجراء الحسابات أيضا بوجود المرشحات ألإسفينيه، وعلى زوايا مختلفة للحقل الإشعاعي المربع (طول ضلعه 10 سم ولمسافة ثابتة مع ملاحظة بأنه في حال إجراء الحسابات باستخدام مرشحات زاوية الميل فيها كبيرة ($45^0, 60^0$)، يجب عمل قياسات حساب منحنى التماثل للجرعة بزيادة ضلع الحقل الإشعاعي بمقدار 5 سم لكل مرة ولغاية اكبر مساحة ممكنة [1].

عادة ما يتم استخدام مواد تدريع لتعديل شكل الحزمة الإشعاعية، لذا يجب إجراء القياسات لمنحنيات تماثل الجرعة الإشعاعية بوجود هذه الدروع، وحساب معاملات التصحيح لها، من خلال استخدام علاقات مناسبة حسب نوع وشكل هذه الدروع، مع العلم بان أنظمة تخطيط وحساب الجرعة الإشعاعية قد تستخدم بعض العلاقات الخاصة بها.

قد يستخدم المسارع الطبي أيضا للعلاج بحزمة إشعاعية من الالكترونات، لذا يجب تهيئة النظام للقيام بحساب الجرعات الناتجة عن استخدام هذا النمط في المعالجة. ويكون من الضروري إجراء معايرة خرج الحزمة الإشعاعية، وجرعة العمق عند المحور المركزي، ومنحنيات التماثل للجرعة في الماء، والمقطع الجانبي للحزمة في الهواء، ومعاملات الخرج في الحزمة الإشعاعية، ومعاملات التصحيح لشكل الحقل الإشعاعي، ومعاملات التصحيح للفراغات الهوائية. أما بالنسبة للمعاملات الأخرى مثل تأثير الميل لزاوية الدخول، والمحيط المتماثل للمريض، وتجانس الأنسجة، فيتم إجراءها عند الحاجة لها.

في العادة عملية تهيئة النظام باستخدام الحزمة الالكترونية يحتاج الى وقت أطول، ولإجراء هذه القياسات فانه يمكن الاستعانة بالبرتوكول الصادر عن الوكالة الدولية للطاقة الذرية في منشورها رقم $(TRS-398)$ لسنة 2001 [51]. هذا بالإضافة الى أن الحاجة قد تقتضي تهيئة النظام لأنماط معينة وحالات خاصة للمعالجة، مثل حالة تشعيع كامل الجسم، أو تشعيع نصف الجسم، أو غيرها من الحالات الخاصة، لذا يجب إجراء القياسات اللازمة لهذه الحالات وتزويد النظام لإجراء الحسابات اللازمة لمعالجة المريض.

عند الانتهاء من عملية تهيئة النظام، يجب أعداد برامج ضبط الجودة والنوعية لضمان القيام بالمعالجة الإشعاعية بالكفاءة والفعالية المطلوبة، والعمل على إدامة هذه البرامج لكافة أجهزة المعالجة وأجهزة القياس، وبشكل دوري وضمن الأسس العلمية الصحيحة. بالإضافة الى عمل الصيانة الدورية لأجهزة المعالجة والأدوات المستخدمة، وإعداد برامج التأهيل والتدريب للعاملين، وتحديد مستويات لكفاءة الأجهزة، والعمل على توثيق كافة الأعمال والإجراءات التي تم إجراءها، بما فيها توثيق فحوصات القبول والتهيئة والتفويض.

الوقاية الإشعاعية في العلاج الإشعاعي عن قرب *(Brachtherapy)*:

في العلاج الإشعاعي عن قرب، يتم التعامل مباشرة مع المصادر المشعة المستخدمة، مثل عملية نقلها وتخزينها، وقياس شدتها الإشعاعية، وتهيئة شكلها الفيزيائي (القص على سبيل المثال في حال استخدام مصدر على شكل سلك)، لذا لا بد من توفير المكان المناسب للقيام بهذه الأمور مثل المختبر الحار. ويجب أن تتوفر في المختبر الحار كافة متطلبات الأمان والسلامة ضمن معايير الوقاية الإشعاعية ، بالإضافة الى توفر أجهزة القياس الضرورية، مثل أجهزة القياس الإشعاعي، وأجهزة قياس التلوث، وأجهزة المراقبة الإشعاعية، وأجهزة قياس الجرعة الإشعاعية أو النشاط الإشعاعي الملائمة لقياس مختلف الإشكال والإحجام من المصادر المشعة، وقد يتطلب الأمر وفي بعض الحالات توفير نوع معين من أجهزة القياس يتلاءم مع الشكل الفيزيائي للمصدر المشع. بالإضافة الى توفير أدوات ومعدات الوقاية الإشعاعية، مثل الحواجز والدروع الواقية، وأدوات الحمل والمناولة عن بعد، و مكان ملائم لتخزين المصادر المشعة، ووضع الإشارات التحذيرية المناسبة، وإشارات تعريف المصدر تحتوي على المعلومات الضرورية المتعلقة بالمصدر.

في حال استخدام مصادر غير مغلقة، يجب توفير أجهزة قياس التلوث، وأدوات إزالة التلوث الإشعاعي وكوة امتصاص الغازات، بالإضافة الى وضع أرضية قابلة للإزالة بسهولة في حال حدوث تلوث، وتوفير التهوية المناسبة للمختبر والتدريع الملائم وتوفير نظام سيطرة مناسب على عملية الدخول ووضع الإشارات التحذيرية المناسبة.

كما يجب توفير احتياطيات الوقاية الإشعاعية أثناء عملية نقل المصدر المشع من المختبر أو من مكان التخزين، الى غرفة المعالجة في المستشفى أو العيادة، أو لتحميله في جهاز التشعيع من خلال توفير الحاويات الملائمة من حيث التدريع واتساع الفتحات (لسهولة وضع المصدر في الحاوية أو إرجاعه إليها) لنقل المصدر. و وضع الإشارات التحذيرية المناسبة خلال عملية النقل عندما يتم نقل المصدر خلال الممرات والقاعات المختلفة، بالإضافة الى وجود جهاز قياس إشعاعي أثناء نقل المصدر تحسبا للحالات الطارئه

في العادة يكون مكان المعالجة أو غرفة المعالجة ذات مواصفات خاصة تختلف عن الغرف العادية. فعندما يتم استخدام مصدر إشعاعي منخفض الجرعة (LDR) ، يكون من المناسب تدريع غرفة المعالجة، ووقاية العاملين أو المرضى المتواجدين في الجوار كون المصدر المشع قد يبقى لمدة طويلة في جسم المريض. واختيار غرف المعالجة بمكان منعزل، لضمان عدم تعرض المارين للإشعاع، ويفضل إن تقع الغرفة في الطوابق العليا ونوافذها مفتوحة على

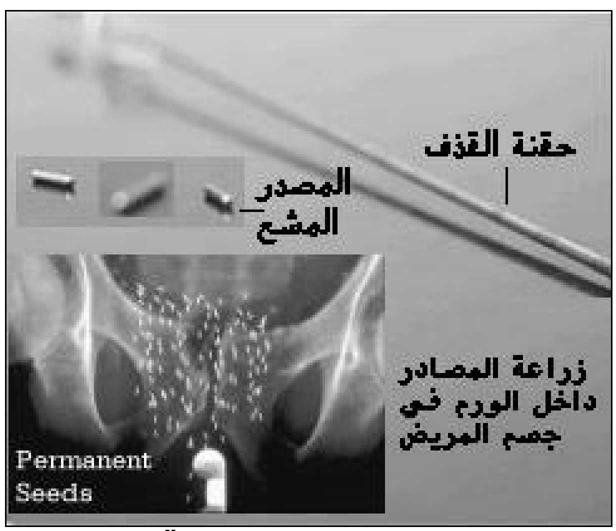
الفراغ، وان تكون فسيحة لضمان البقاء بعيدا عن المريض أثناء القيام بخدمة المريض، بالإضافة الى اتخاذ الاحتياطات اللازمة عند وضع المصدر المشع في جسم المريض، واستخدام الحواجز الوقاية أثناء أنجاز المهمة.

أما في حالة استخدام مصدر إشعاعي مرتفع الجرعة (HDR)، وبالرغم من قصر مدة العلاج، إلا انه يجب أن تكون الغرف مدرعة ومصممة كغرف المعالجة الإشعاعية بالحزمة الإشعاعية الخارجية. وعند إجـراء حسـابات التدريع يجب تجاهل مقدار التوهين في جسم المريض. أما في حالة تم إخراج المريض من المستشفى والمصـدر المشـع مزروع في داخلة، أو في حالة المعالجة ببعض المواد المشعة غير المغلقة، فيجب عدم السماح للمريض بمغادرة المستشفي إذا كان النشاط الإشعاعي أكثر من الحدود الموصى با، والجدول (2) يبين هذه الحدود حسب بعض التوصـيات الدولية، علما بان هذه الحدود قد تتغير تبعا للتشريعات المتبعة.

في بعض حالات العلاج القصير يتم غرس المصدر المشع في منطقة الورم بشكل دائم، وتكون المصادر المشعة على شكل حبيبات صغيرة بطول 3 ملم وقطر 1 ملم ومن المواد الخاملة كيميائيا مثل اليود المشع125 أو الذهب المشع[2] 198 ، باستخدام حقنة قذف،لقذف المصدر المشع داخل منطقة الورم لتستقر فيه، كما هو مبين في الشكل (10) لذا يجب اتخاذ الحيطة والحذر عند تحميل العبوة والتأكد من عدم سقوط المصدر من الحقنة نظرا لصغر حجمه.

الجدول (2): المستويات الإرشادية للنشاط الإشعاعي المسموح به عند مغادرة المريض المستشفى [61,74].

Radionuclide	Typical applications	Max. activity at discharge (MBq)
^{32}P	Systemic injection	1200
^{90}Y	Local injection	1200
^{125}I	Seed permanent implant	No limit
^{131}I	Systemic injection	600
^{198}Au	Seed permanent implant	2000
^{89}Sr	Systemic injection	300



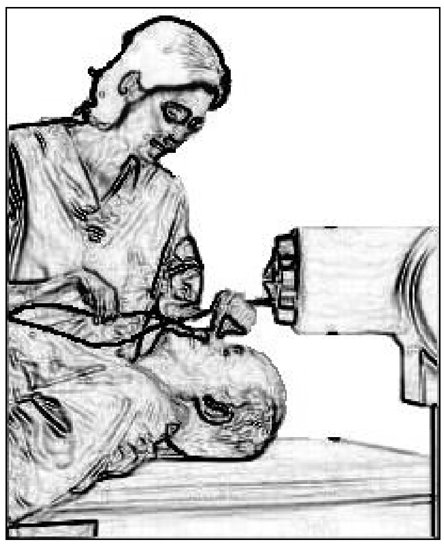
الشكل (10): طريقة زراعة المصادر المشعة بشكل دائم في جسم المريض وفي الإطار الصورة الإشعاعية للمصادر المغروسة.

[2] اليود المشع 125 يمتاز بطول نصف العمر (60 يوم) تضمن تشعيع الورم لعدة اشهر وبطاقة منخفضة (0.028 مليون إلكترون فولت) تمتص في منطقة الورم، بينما يمتاز الذهب المشع بطاقة مرتفعة نسبيا (0.412 مليون إلكترون فولت) ونصف عمر قصير (2.7 يوم) وهذه الميزات تؤهل هذه المصادر للاستخدام في العلاج الإشعاعي وغرسها بشكل دائم في جسم المريض.

عندما يتم العلاج بطريقة الزراعة المؤقتة للمصادر المشعة، فان بعض الحالات تتطلب عمل جراحي لتثبيت حامل المصدر، أو إن يتم تثبيت وإدخال حامل المصدر من خلال المداخل الطبيعية للجسم. وعملية تثبيت حامل المصدر لا تشكل قلق من ناحية الوقاية الإشعاعية، كون تحميل المصدر يتم لاحقا، وطريقة تثبيت و تحضير الحامل قبل المعالجة موضحة بالشكل (11)، حيث يتم استخدام أنواع مختلفة من الحوامل، مثل الأنابيب البلاستيكية، أو المعدنية، أو الإبر المجوفة، أو أنابيب القسطرة بما يتلاءم مع المنطقة المراد معالجتها.

بعد عملية تثبيت الحامل في الموقع المقصود بدقة، يتم تحميل المصدر المشع لفترة زمنية طويلة أو قصيرة حسب النمط المستخدم في العلاج، كما هو موضح بالشكل (12)، ويجب اتخاذ الحيطة والحذر خلال فترة التحميل، لتجنب التعرض الإشعاعي من المصدر خلال هذه العملية.

أن المصدر المشع الأكثر شيوعا واستخداما للمعالجة هو مصدر الايريديوم المشع، و الشكل الفيزيائي للمصدر يكون على شكل أسلاك، وقد يتطلب الأمر إجراء عملية قطع أو تقصير للسلك بناء على مقدار الجرعة الإشعاعية المطلوبة للعلاج، لذا يجب إجراء عملية القطع في المختبر الحار، والتأكد من عدم سقوط أو ضياع إي جزء منه، والعمل على تحضير المصدر مسبقا حتى لا تتطلب عملية الغرس وقت طويل يؤدي الى زيادة مقدار التعرض الإشعاعي.

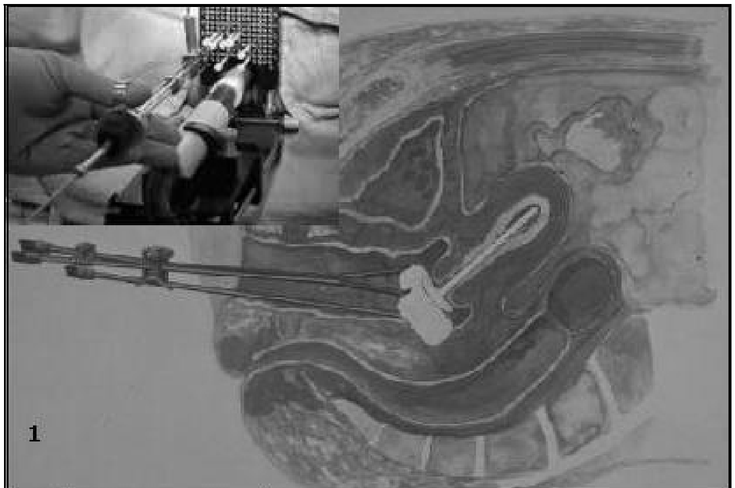


الشكل (11): طريقة تثبيت الحامل للمصدر المشع وتحضير المعالجة قبل التحميل.

بعد الانتهاء من استخدام المصدر وانتهاء المعالجة، يجب التأكد من تخزين المصدر لفترة كافية لحين انخفاض نشاطه الإشعاعي قبل التخلص منه، وعادة ما تعاد المصادر المستخدمة الى الجهة المصنعة لها، أما في حالة تم تشكيل المصدر بما يلائم المعالجة (تقطيع المصدر). وفي حال عدم قبول إعادة المنتج، يجب التأكد من وجود كافة القطع التي تم استخدامها، ومن ثم العمل على تغليفها بالشكل المناسب، وتخزينها لفترة زمنية مناسبة قبل التخلص النهائي منها، وعند التخلص النهائي من هذه المصادر، تتم معاملتها معاملة الفضلات المشعة وفقا للأسس والأساليب المتبعة في التخلص من الفضلات المشعة.

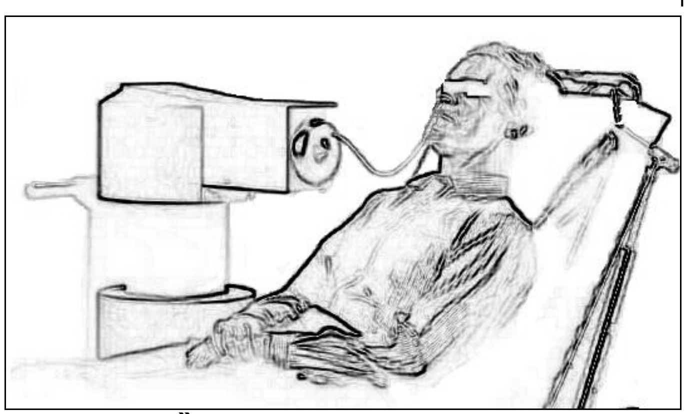
عندما يتم استخدام المصادر المشعة لفترة زمنية طويلة، يجب إجراء بعض الاختبارات والفحوصات لهذه المصادر، مثل فحص المسحة الإشعاعية، والتأكد من عدم وجود تشققات في غلافه، وصلاحية حامل المصدر وعدم وجود كسور أو انبعاجات فيه من خلال التصوير الإشعاعية، بالإضافة الى عمل صورة إشعاعية ذاتية

(autoradiograph) للمصادر المشعة، باستخدام نفس المصدر، لتحديد مواقع المصادر المشعة داخل الغلاف والشدة الإشعاعية النسبية لهذه المصادر.



الشكل (12): تثبيت الحامل داخل جسم المريض وعملية تحميل المصادر (أعلى اليسار).

المعالجة الإشعاعية عن قرب التي يتم التحكم با عن بعد هي الافضل من وجهة نظر الوقاية الإشعاعية. وطريقة المعالجة هذه تشبه لحد ما المعالجة اليدوية، باستثناء انه يتم إدخال المصدر المشع الى الجسم عن طريق التحكم به عن بعد، كما هو موضح بالشكل (13)، ويتم إدخال المصدر داخل الحامل بواسطة محرك كهربائي أو بواسطة الضغط، لوضعه في مكانه داخل الجسم، وبعد انتهاء مدة المعالجة يتم أعادة المصدر الى الجهاز في غرفة التبييت وضمن حاوية واقية. ويجب التأكد دائماً من سلامة انتقال المصدر من الجهاز الى الحامل المثبت داخل جسم المريض، من خلال الفحص الميكانيكي، وذلك لضمان انتقال المصدر بسهولة ويسر الى الموقع المفترض بدون وجود عوائق قد تؤدي لإعاقة المصدر في الحامل وعدم وصوله الى الموقع المفترض، مما يؤدي الى تعريض المناطق غير المعنية بالمعالجة لجرعات إشعاعية. ويمكن القيام بذا الفحص قبل البدء بالمعالجة بواسطة الفحص الإشعاعي الذاتي لتحديد مسار المصدر باستخدام فلم الأشعة.



الشكل (13): طريقة تحميل المصدر الى داخل جسم المريض بالتحكم فيه عن بعد.

تدريع غرف المعالجة في العلاج الإشعاعي عن قرب:

غرف المعالجة في العلاج الإشعاعي تحتاج الى تدريع ملائم باستخدام المواد المناسبة للتدريع. عند تصميم الدرع فانه يجب الأخذ بعين الاعتبار كافة العوامل كما في العلاج الإشعاعي باستخدام الحزمة الخارجية، مثل نوع

الدرع وطبيعة الأشغال في المناطق المجاورة وحجم العمل الإشعاعي، بالإضافة الى نوع المصدر المشع المستخدم في العلاج. عند القيام بحسابات التدريع لغرفة المعالجة يجب الأخذ بعين الاعتبار اخذ القيمة القصوى للنشاط الإشعاعي المنبعث من المصدر، وموقع المعالجة في الغرفة والطاقة القصوى للإشعاع الصادر عن المصدر (بغض النظر عن قيمة الامتصاص داخل جسم المريض وعن شكل المصدر الفيزيائي). ويتم حساب مقدار الجرعة الإشعاعية عند تصميم الدرع، في المنطقة المراد حمايتها، وتقييم مدة تواجد الأشخاص في هذه المنطقة حسب تصنيف المنطقة. ويمكن حساب الجرعة الإشعاعية الناتجة عن المصدر على مسافة معينة من المعادلة التالية:

$$D = \Gamma \times \frac{A}{d^2} \times T$$

حيث D الجرعة الإشعاعية، و A النشاط الإشعاعي للمصدر المشع، و d بعد المنطقة عن المصدر المشع، و T زمن المعالجة، و Γ مقدار الكيرما $KERMA$ في الهواء للمصدر، وقيمة الكيرما ثابتة يمكن إيجادها من القيم في الجدول (3)، بالإضافة لبعض المواصفات الفيزيائية للمصادر المشعة المستخدمة في العلاج وقيمة السمك العشري لطاقة الإشعاع الصادر عن هذه المصادر لمادة الرصاص.

الجدول (3):مواصفات وخصائص المصادر المشعة المستخدمة في العلاج عن قرب.

Radionuclide	*Typical form*	*Half life*	$E_{\gamma(Mean/Max.)}$ *keV*	Γ *(mGy/hr) for 1 GBq at 1 m*	*TVL(mm) lead*
60-Co	*pellets*	*5.27 y*	*1250 / 1330*	*309*	*45*
125-I	*seeds*	*60 d*	*28 / 35*	*33*	*0.1*
137-Cs	*needles, pellets, tubes*	*30 y*	*662 / 662*	*78*	*22*
192-Ir	*hairpin, wires, HDR sources*	*74 d*	*370 / 610*	*113*	*15*
198-Au	*seeds*	*2.7 d*	*420/680*	*56*	*11*
226-Ra	*needles*	*1600 y*	*1000/2400*	*195*	*45*

Γ *: air KERMA rate*

الاحتياطيات الإشعاعية في العلاج الإشعاعي القصير *(Brachytherapy)* .

في حالة علاج المريض باستخدام مصدر مشع عن قرب فانه من الواجب اتخاذ الاحتياطيات التالية:

1. كل المصادر المشعة المستخدمة في العلاج يجب أن تكون من النوع المحكم الإغلاق.
2. تجنب استخدام مصدر الراديوم المشع في العلاج قدر الامكان.
3. يجب تخزين المصدر المشع في درع مناسب بما يضمن اقل مقدار من التعرض أثناء تحضيره للعلاج كما يجب الاحتفاظ به في غرفة خاصة أثناء التخزين.
4. وضع الإشارات التحذيرية المناسبة على المصدر، وعلى غرفة المعالجة وغرف التخزين، وتحديد المناطق المسيطر عليها، وتزويدها بالإشارات التحذيرية المناسبة لكل منطقة، وبيان الوضع التشغيلي للمصدر.
5. يجب أن يتم تحميل المصدر المشع الى جسم المريض بواسطة شخص مختص ومؤهل ومخول بالمعالجة.
6. يجب توفير أدوات مناولة مناسبة للتعامل مع المصدر أثناء تحميل المصدر أو نزعة، مع الحذر الشديد من حمل المصدر باليد مباشرة بدون وجود أدوات مناسبة.
7. يجب المحافظة على ابعد مسافة ممكنة عن المصدر، بالنسبة للشخص الذي يقوم بتحميل المصدر أو تحضيره أو نقلة.
8. وضع علامات مناسبة وبألوان مختلفة على المصادر المشعة (سواء كانت على شكل ابر أو كبسولات)، لسهولة التمييز بينها في حال كان النشاط الإشعاعي مختلف لكل مصدر.

9. يجب التأكد من صلاحية الدرى الناقل للمصدر قبل إجراء تحميل المصدر للمريض، وفي حال تحميل المصدر آليا، يجب التأكد من وجود مصدر احتياطي للطاقة لإعادة المصدر الى مكانه في حال انقطاع التيار الكهربائي.
10. يجب فحص مكان وعدد المصادر المشعة داخل جسم المريض والتأكد من صحة المواقع والعدد.
11. يجب إجراء المسح الإشعاعي للمريض بعد انتهاء عملية المعالجة للتأكد من عدم نسيان المصدر المشع داخل جسم المريض، ويتم ذلك داخل غرفة المعالجة وقبل نقل المريض الى أي مكان آخر.
12. إجراء مسح إشعاعي لملابس المريض و بقاياه قبل التخلص الكامل منها، للتأكد من عدم وجود تلوث إشعاعي.
13. يجب وجود سجل لحركة المصدر المشع والدرع الحافظ له داخل القسم، لبيان مخطط سير المصدر من مكان التخزين الى مكان المعالجة والعكس، وبيان معدل الجرعة في مناطق سير المصدر.
14. وجود سجل للمريض يبين نوع ونشاط المصدر المشع المستخدم في العلاج وزمن العلاج وتاريخ تحميل المصدر وتاريخ إخراجه من المريض.
15. يجب تنظيف المصدر قبل أعادته الى الدرع الحافظ بعد الانتهاء من استخدامه.
16. يجب إجراء فحوصات التسرب الإشعاعي للمصدر وفحوصات التلوث السطحي للمصدر قبل استخدام المصدر لأول مرة، وإجراء هذه الفحوصات مرة على الأقل سنويا أو كلما دعت الضرورة لذلك.
17. في حال إجراء فحص التلوث بأخذ مسحة إشعاعية يجب أن لا يزيد مستوى التلوث عن 200 بيكريل (5.3 نانو كوري) [74] ، وعند هذا المقدار يمكن اعتبار المصدر خالي من التسرب، وبعكس ذلك يعتبر المصدر في حالة تسرب، ويجب معالجته في مكان محكم الإغلاق وعزلة عن بقية المصادر المشعة الأخرى، وقد يتطلب الأمر تحقيقاً من قبل السلطات المختصة.
18. عند إجراء عملية تعقيم للمصدر بعد الاستخدام، أو في حال دعت الضرورة لذلك، فانه يجب التأكد من عدم تعرض المصدر لحرارة تزيد عن 180 درجة مئوية، ولا يجب تعقيم المصدر إذا وجد في حالة عطب.
19. يجب الحذر في التعامل مع مصدر الراديوم المشع في حال دعت الضرورة الى استخدامه، لتجنب شرخ أو كسر الغلاف الحافظ، لتجنب التعرض لغاز الرادون الذي يكون قد تكون نتيجة الانحلال الإشعاعي.
20. يجب حفظ مشعات بيتا مثل $({}^{90}Sr, {}^{90}Y)$ في دروع مناسبة، لتجنب أنتاج الأشعة الانكباحية *(Bremsstrahlung Radiation)*، بالعادة المواد ذات العدد الذري المنخفض تكون انسب كدروع لباعثات جسيمات بيتا.
21. تجنب تعقيم المصادر المشعة التي تكون على شكل مسحوق داخل كبسولة، وكذلك مصادر الراديوم والسيزيوم بواسطة الحرارة، وذلك لاحتمالية انبعاث غازات أو أبخرة، قابلة لتتمدد مما يؤدي الى شرخ الوعاء الحافظ وحدوث تلوث إشعاعي في المحيط.
22. يجب أن لا يزيد عدد الآسرة عن سريرين في كل غرفة معالجة، مع التأكد من وقاية المرضى في الغرف المجاورة.
23. يجب توفير واستخدام حواجز وقاية متحركة توضع حول سرير المريض في حال استخدام مصادر إشعاعية باعثة لأشعة جاما.
24. عدم السماح للمرضى تحت عملية العلاج بالمصادر المشعة مغادرة غرف المعالجة دون تصريح مسبق أو إشراف مباشر.

25. تجنب بقاء العاملين بجوار المريض في حالة العلاج بمصادر إشعاعية باعثة لأشعة جاما أو منتجة للنيترونات ألا في حالات الضرورة القصوى.

26. يجب وضع الإشارات التحذيرية المناسبة على غرف المعالجة في حال كانت المعالجة الإشعاعية جارية.

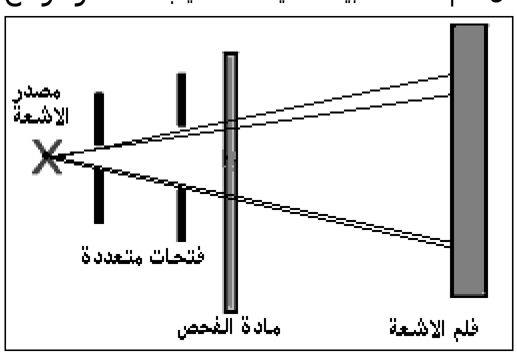
من المعروف عموماً في الممارسة الطبية وفي المعالجة الإشعاعية خصوصاً، عدم وجود تماثل تام بين المرضى من حيث تشخيص الورم ومرحلته ومدى الاستجابة للعلاج، أو من حيث العوامل الأخرى المتعلقة بالمريض، أو المتعلقة بنوع المرض. لذا فان عملية التوثيق تصبح حاجة ملحة لكل مريض، بحيث يشمل تفاصيل المعالجة، والجرعات المعطاة، ومعطيات الجهاز من حيث الدقة وعمليات ضبط الجودة، وتفاصيل خطة العلاج الإشعاعي، لتسهيل عملية المراجعة والتدقيق عند حدوث مضاعفات للمريض. بالإضافة الى وجوب إعطاء الجرعات العلاجية بانتظام حسب الجدول الزمني، ومراقبة نتيجة المعالجة وتقدمها، وتوفير الحماية والوقاية اللازمة سواء كان بتوفير معدات الوقاية الفيزيائية، أو من خلال تطوير طرق المعالجة، بما يضمن الفائدة القصوى وتقليل الأضرار كلما كان ذلك لغاية تحقيق معايير الوقاية الإشعاعية المثلى.

الفصل الثامن عشر
الوقاية الإشعاعية في التصوير الصناعي والتطبيقات الطبية.

المقدمة:

انتشر الاستخدام المضطرد للإشعاع المؤين في كافة المجالات الطبية والصناعية والبحثية واحد التطبيقات المهمة للإشعاع المؤين هو استخدام الإشعاع المؤين ومصادره في عمليات التصوير الصناعي. فالتصوير الصناعي من الأهمية بحيث يتم فحص بنية المادة دون الأضرار بها من خلال تصوير البينية غير المرئية للمعادن أو المواد بحيث يتم الكشف عن وجود العيوب المتناهية بالصغر مثل التشققات غير المرئية في الأنابيب وصلات التلحيم والمعادن والكتل الخرسانية و يسمى هذا النوع من الفحوصات بالفحوص غير أتلافيه $(Nondestructive - Radiography)$.

وتتم هذه الفحوصات باستخدام أنبوب الأشعة السينية أو باستخدام أشعة جاما المنبعثة من مصادر مشعة مثل الاريديوم $({}^{192}Ir)$، والسيزيوم $({}^{137}Cs)$، والكوبالت $({}^{60}Co)$، أو باستخدام النيترونات في الفحوصات النيترونية. يتم التصوير بهذه الطريقة بوضع المادة مدار الفحص بين مصدر الأشعة وكاشف إشعاعي وغالبا ما يكون الفلم ومن خلال هذه الطريقة يتم الكشف عن بنية المادة الداخلية من خلال الصورة المتكونة على الفلم وفي حال وجود عيوب بالمادة فان الأشعة المنبعثة من المصدر ستصل الى فلم الأشعة مبينة ماهية هذا العيب كما هو موضح بالشكل (1).

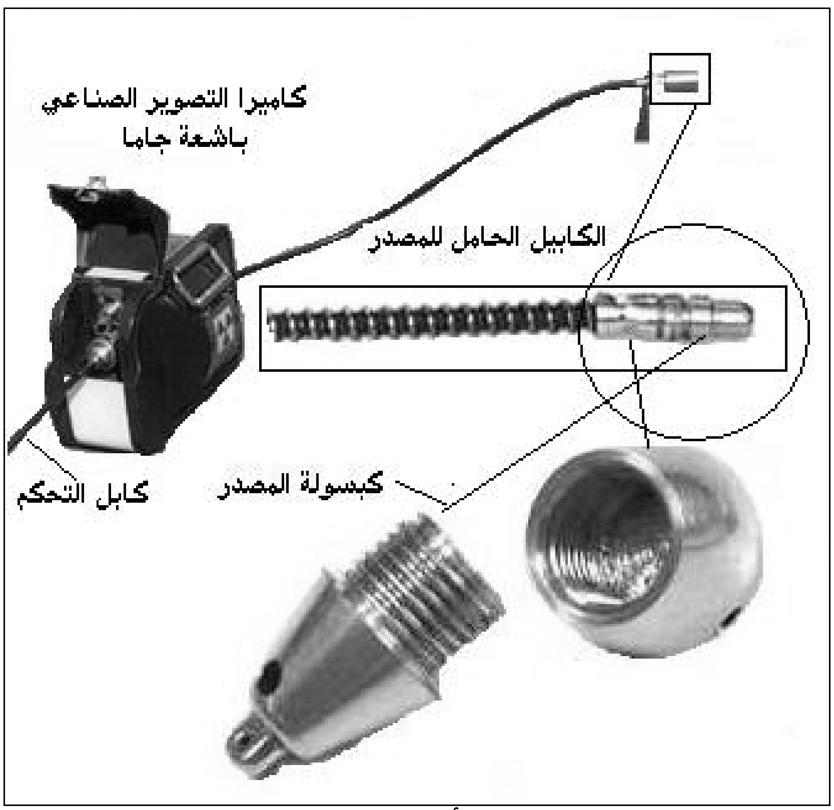


الشكل (1): فحص المادة باستخدام مصدر إشعاعي.

أنبوب الأشعة السينية المستخدم في التصوير الصناعي قد يولد جرعة إشعاعية مقدارها 2 جري لكل دقيقة على مسافة متر في الهواء وفي العادة تكون هذه الأجهزة متنقلة لغايات الاستخدام في المواقع المختلفة ، وتكون قابلة للعمل تحت ظروف مختلفة وبعدد قليل من العاملين فهناك أمكانية بان يقوم شخص واحد بعملية التصوير في حظائر

الطائرات وفحص الأنابيب والأبنية والتصنيع وغيرها من المجالات. أما استخدام المصادر المشعة فهو يتم في بعض الحالات التي يكون من الصعب إدخال أنبوب الأشعة إليها لذا يتم توجيه المصدر المشع من خلال أنبوب حامل للمصدر ويتم إيصاله الى الموقع المراد تصويره. والمصدر المشع غالبا ما يكون ذو نشاطية إشعاعية تبلغ 30-100 كوري من الاريديوم أو الكوبالت ضمن كبسولة صغيرة تخرج من حاوية التبييت للمصدر بواسطة كابل (الشكل 2) الى الموقع المراد تصويره وبعد الانتهاء من عملية التصوير يعود المصدر الى مكان مبيته وبواسطة هذا الكابل يتمكن المشغل من التحكم بالمصدر عن بعد وإبقاء مسافة مناسبة بين المشغل وبين المصدر.

هناك تقنية أخري تندرج تحت مسمى التصوير الصناعي تدعي تقنية اللحام بالحزم الالكترونية يتم من خلال تسليط وتركيز حزمة مكثفة من الالكترونات ذات طاقة مرتفعة تعمل على إذابة المادة وبالتالي التحامها ببعض في وسط مفرغ من الهواء وفي العادة يكون مقدار التيار 20-200 ملي أمبير والجهد المستخدم 120-450 كيلو فولت وإذا تم استخدام تيار يبلغ 50 ملي أمبير وجهد 150 كيلو فولت فهذا يؤدي الى أنتاج جرعة ناتجة عن الالكترونات على بعد نصف متر تبلغ 500 ملي جري لكل ثانية بينما تبلغ الجرعة الناتجة عن الإشعاع السيني المتشتت على بعد متر واحد تكون بحدود 1 جري في الساعة [67, 127].



الشكل (2): كاميرا التصوير في التصوير الإشعاعي والأنبوب الحامل (الكابل) للمصدر المشع و كبسولة المصدر المشع.

الوقاية الإشعاعية في التصوير الصناعي:

على امتداد أربعة عقود من ممارسة العمل الإشعاعي في التصوير الصناعي كانت النتائج مرضية جدا من ناحية الوقاية الإشعاعية في حال الممارسة الإشعاعية الجيدة وفي المقابل كان هناك حالات من التعرض الإشعاعي المرتفع نتيجة

التعرض المباشر للإشعاع الرئيس أو بالاحتكاك المباشر مع المصدر المشع خارج الدرع المخصص له بشكل عرضي غير متعمد أو نتيجة الجهل والإهمال بالإضافة الى حالات التلوث الإشعاعي نتيجة تتك غلاف المصدر المشع. فالتصوير الصناعي يتطلب إجراء ات وقاية إشعاعية مرتبطة بطبيعة الممارسة والمصدر لتجنب تعرض العاملين والحضور للإشعاع حيث أن التصوير بالعادة يتم في ألاماكن المفتوحة وقد يتزامن وجود أكثر من نشاط يتم في نفس الوقت لذا يتطلب الأمر الحيطة والحذر لوقاية العاملين والعامة والبيئة من الآثار المترتبة على هذه الممارسة من خلال بنية تنظيمية وإدارية وتأهيل وتدريب العاملين وبرامج التحقق من جودة وسلامة المعدات المستخدمة في هذا المجال لضمان ممارسة إشعاعية آمنة.

مسئوليات المستخدم:

لتحقيق الغاية من الوقاية الإشعاعية يجب ضمان المحافظة على مستويات التعرض الإشعاعي بأقل ما يمكن سواء للعاملين أو العامة ضمن المستويات المسموح بها خلال العمل أو الصيانة أو عند تنصيب الأجهزة والمعدات أو في الحالات الاستثنائية والطارئه أو عند التوقف أو تحييد الأجهزة والمصادر نهائيا عن العمل. كما يتطلب الأمر ضمان عدم احتمالية حدوث هذا التعرض على المدى المنظور أو غير المنظور باعتبار كافة العوامل المرتبطة بالممارسة سواء كانت اقتصادية أو اجتماعية وفي هذه الحالة فان المسؤولية تقع على عاتق المستخدم وكذلك على السلطة المانحة لترخيص الممارسة من ناحية التأكد من متطلبات الوقاية الإشعاعية والأمان الإشعاعي قبل منح الترخيص للممارسة فمن المسؤوليات التي تقع على عاتق السلطة الرقابية تقيم الأجهزة والمعدات الإشعاعية ومدى ملائمة هذه المعدات من ناحية السلامة الوقاية الإشعاعية ومن مطابقة المنشات لشروط السلامة والوقاية الإشعاعية ومدى ملائمة طرق التشغيل والصيانة وخطط الطوارئ الإشعاعية لشروط إجازة الممارسة ومن وجود السجلات وإجراء فحوصات القبول ومن مؤهلات العاملين في مجال العمل وبرامج ضبط الجودة للأجهزة والمعدات المستخدمة في الممارسة والإجراء ات المتخذة بشأن إدامة برامج الوقاية الإشعاعية وبرامج مراقبة الجرعات الإشعاعية والصيانة والمعايرة والتأكد من فعالية متطلبات الأمان والسلامة والتحذير في الأجهزة الإشعاعية والاحتياطيات المتوفرة لحماية جميع العاملين والعامة والبيئة والهيكل التنظيمي للعمل وتحديد المسؤوليات لكل فرد ومعرفة مصير الأجهزة والمصادر المشعة في حال إيقاف الممارسة والتأكد من إدامة سلامة الممارسة وذلك من خلال التفتيش والمراقبة الدورية للسلطة المختصة.

الممارسة يجب على المستخدم توفير البيانات المتعلقة بالأجهزة والمعدات والمصادر الإشعاعية وتقديم البيانات المتعلقة بالعاملين ومؤهلاتهم، ومؤهلات ضابط الوقاية الإشعاعية في المؤسسة، لاستيفاء المتطلبات المتعلقة بإجازة الممارسة. وكذلك يجب عمل برامج الصيانة والتدريب وضبط الجودة والرصد الشخصي والسجلات والمسح الإشعاعي والمراقبة ونتائج اختبارات التدريع وفحوصات التسرب الإشعاعي ومواقع التخزين والعمل واحتياطيات الوقاية الإشعاعية المتخذة سواء كانت المنشاة ثابتة أو في الميدان وتوفير أجهزة القياس الملائمة، لتحقيق كافة متطلبات السلطات المختصة.

في الوقاية الإشعاعية، يقع على عاتق المشغل مسؤولية توفير التدابير اللازمة قبل البدء بالممارسة من حيث ملائمة الأجهزة الإشعاعية والمصادر المشعة لمتطلبات السلامة من خلال الفحوصات الملائمة وملائمة تدابير الصيانة وضبط الجودة والحالات الطارئه لطبيعة الممارسة وإدامة السجلات المتعلقة بهذه التدابير والإجراء ات وكذلك توفير

التدريب والتأهيل الملائم للعاملين. وعند البدء في الممارسة الإشعاعية يجب إدامة هذه البرامج والتدابير من خلال المراجعة والتقييم وإجراء الفحوصات والاختبارات بشكل دوري ومنتظم وهذه الاختبارات يجب أن تشمل أدوات السلامة وأجهزة التحذير والقياس والمراقبة والمسح الإشعاعي والتأكد من الملائمة والكفاءة لطبيعة العمل. لذا، يجب أن تشمل هذه الفحوص والاختبارات ما يلي:

1. دروع المصادر المشعة وتدريع أنبوب الأشعة ومفاتيح التشغيل والإيقاف في الحالات الطارئه وان تكون نتائج هذه الفحوصات متطابقة مع اعتبارات الأمان والسلامة.
2. فحص أجهزة القياس والمراقبة الإشعاعية وأجهزة المسح الإشعاعي والتأكد من عملها بشكل ملائم وبكامل طاقتها الاستيعابية كما يجب أن تتم معايرة هذه الأجهزة بشكل دوري ومنتظم.
3. الفحص الدوري لكاميرا التصوير بأشعة جاما وملحقاتها من الكوابل الحاملة للمصدر وكابلات التحكم بالمصدر والسلامة الفيزيائية للمصدر المشع، ويجب أن يتم إجراء هذا الفحص سنوياً على الأقل.
4. إجراء فحوصات التسرب الإشعاعي لمصادر وأجهزة الأشعة والتأكد من عدم تجاوز الحدود المسموح بها لمقدار التسرب وهذه الحدود 100 ميكروسيفرت/ساعة على بعد متر واحد من مركز الأنبوب في حدها الأقصى ويتم إجراء هذه الفحوصات بشكل سنوي[1]. على أن يتم حساب هذه الجرعة باعتبار معدل الجرعة المكافئة في الساعة وحسب معدل النبضة الأعلى (*Highest pulse rate*) أما بالنسبة للمصادر المشعة المغلقة فيتم إجراء فحص التسرب بطريقة المسحة الإشعاعية ويجب أن تكون القيمة اقل من 200 بيكريل وفي العادة يجرى هذا الفحص كل 6-12 شهر أو حسب توصيات المصنع أو تعليمات السلطات الرقابية [67] .

لغايات الوقاية الإشعاعية والممارسة الإشعاعية الآمنة لا بد من وجود تعليمات للتشغيل للمعرفة الكاملة بكيفية تشغيل الأجهزة والمعدات بشكل فعال وامن في نفس الوقت وهذه التعليمات يجب أن تشمل:

1. معلومات عن طبيعة وأخطار الإشعاع المؤين الناتج عن ممارسة العمل الإشعاعي في التصوير الصناعي و وسائل الأمان والسلامة للأجهزة المستخدمة.
2. تعليمات الطوارئ وكيفية الوصول الى خطة الطوارئ والمسؤول المباشر في الحالات الطارئه وكيفية الاتصال معه ومعرفة الإجراء ات التي يجب أن يتخذها العاملين في الميدان.
3. تعليمات التشغيل والعمل الروتينية وتعليمات استخدام وسائل الوقاية الإشعاعية وتعليمات استخدام أجهزة المسح والقياس الإشعاعي وأجهزة الإنذار والمراقبة أثناء العمل.
4. تعليمات تتضمن الفحوصات والاختبارات المتعلقة بالأجهزة والمعدات وجداول إجراء هذه الفحوصات موضحا فيه التواريخ المتوقعة لإجراء هذه الفحوص ونوعية الفحوصات وتعليمات إجراء هذه الفحوص.
5. تعليمات استخدام مقاييس التعرض الإشعاعي الشخصي وكيفية تشغيلها و مكان وضع أو ارتداء هذه المقاييس والتعليمات المتعلقة بالإجراءات الواجب اتخاذها في حال توقف هذه الأجهزة عن العمل.

[1] Code of practice for industrial radiography x-ray radiography. *The State Library in Pretoria, the SA Library in Cape Town, 2002.*

6. التعليمات المتعلقة بالإجراءات المطلوبة في حال فشل عمل أجهزة التصوير الإشعاعي أو توقفها أو عدم ملاءمتها للعمل بالكفاءة المطلوبة.
7. تعليمات نقل الأجهزة والمصادر الإشعاعية من والى مكان العمل والإجراءات الواجب اتخاذها قبل وبعد هذه العمليات وكيفية تخزين وحفظ هذه الأجهزة والمعدات الإشعاعية.
8. وجود سجلات الجرد الخاصة بالأجهزة والمصادر المشعة يبين أماكن تخزينها المؤقتة أو الدائمة ومواقع العمل التي توجد فيها والحالة التشغيلية لكل جهاز أو مصدر.

في الممارسة الإشعاعية في التصوير الصناعي هناك حاجة ماسة لمراقبة مستويات الإشعاع ومعدلات الجرعات الإشعاعية باستخدام أجهزة قياس ومراقبة الإشعاع واهم ما يجب أن تمتاز به هذه الأجهزة هو:

1. أن تكون ملائمة لنوع الإشعاع المستخدم من حيث الاستجابة وملائمة جهاز القياس مع مستوى الإشعاع وطاقته فعلى سبيل المثال سيكون من غير المجدي استخدام جهاز قياس إشعاعي يكون مستوى الإشعاع أعلى من مدى استجابة الجهاز.
2. يجب أن يكون الجهاز بحالة جيدة وصالح للاستخدام والقياس كما يجب أن يكون معاير في مختبر معايرة معتمد.
3. أن يكون مدى القياس للجهاز قابل لقياس معدل جرعة يتراوح ما بين $(2.5\mu Sv/h - 2mSv/h)$ وان يكون مدى القياس فيه لغاية $(100mSv/h)$ بالإضافة الى قابلية فحص البطارية الذاتي عند التشغيل كما يجب أن يكون قابل للعمل تحت الظروف الجوية المختلفة.
4. وجود عدد كافي من أجهزة القياس تتناسب مع عدد أجهزة الأشعة ومصادر الأشعة في حال وجود أكثر من موقع للممارسة الإشعاعية في وقت واحد أو وجود برنامج منتظم للقياس والمسح الإشعاعي في حال صعوبة توفير العدد الكافي من أجهزة القياس وان تكون نتائج هذه المسوحات والقياسات الإشعاعية لمناطق العمل الإشعاعي المسيطر عليها والمناطق الخاضعة للإشراف ويجب أن تكون هذه النتائج موثقه في سجلات خاصة وبشكل دائم.
5. توفير مقاييس التعرض الشخصي للعاملين مثل الوضحات *TLD* والمقاييس الجيبيه التي تعطي القراءة مباشرة لكافة العاملين.

من المسؤوليات التي تقع على عاتق الممارس للعمل الإشعاعي في التصوير الصناعي توفير خطة لحالات الطوارئ الإشعاعية متطابقة مع تعليمات الطوارئ الموضوعة من قبل السلطات المختصة. ففي حالة الحوادث الاعتيادية قد لا يتطلب الأمر تدخل خارجي لمعالجة الوضع ، ويمكن معالجة المشكلة على المستوى الداخلي للمؤسسة وإبلاغ السلطات بالحادث والإجراءات التي تم اتخاذها لتفادي التبعات المترتبة على هذه الحادثة أما في حالة الحوادث الأكبر والتي يمكن أن تؤدي الى حدوث تلوث بيئي أو تبعات أخرى لا يمكن السيطرة عليها على المستوى الداخلي للمؤسسة ، ويستدعي الأمر تدخل على نطاق أوسع من قبل السلطات المختصة. ففي كلا الأمرين يتطلب الأمر وجود خطة طوارئ إشعاعية مجازة ومعتمدة من قبل السلطات المختصة تعالج الحالات التي يمكن أن تنشأ عن هذه الممارسة سواء كانت على نطاق محدود أو نطاق واسع.

الخطوط العريضة لخطة الطوارئ الإشعاعية يجب أن تزود للمستخدم لوضع خطته الداخلية والخارجية. وهذه الإرشادات يجب أن تكون مناسبة لطبيعة الممارسة وان تشمل تقدير للاحتمالات المستقبلية مبنية على طبيعة الممارسة الحالية والتبعات المترتبة أو التي من الممكن أن تترتب بناء على هذه الاحتمالات ، وكذلك تأكيد الترابط بين الخطة الداخلية والخطط الأشمل وبيان الطرق والوسائل التي تساعد المستخدم على تنفيذ الالتزامات المتعلقة بالخطة بالإضافة الى شمولها للجانب الطبي والعلاجي وكيفية تقديم المساعدة الطبية سواء للعاملين أو العامة.

الشكل (3): استخدام أجهزة المسح الإشعاعي في التصوير الصناعي.

خطة الطوارئ الإشعاعية يجب أن تعد وتراجع من قبل خبير من طرف السلطات الرقابية قبل منح الترخيص للممارسة ويجب أن يتم اعتبار النقاط أو الأحداث التي يمكن أن تكون ذات خطورة كامنة وكيفية إجراء المسوحات الإشعاعية ووسائل المسح والقياس الإشعاعي وكيفية تقدير الجرعات وإجراءات المتابعة والتحقق والإجراءات التصحيحيه لتلافي هذا التعرض أو التبعات المترتبة في حال وقوع الحادث من خلال الدراسة والتحليل لحوادث مشابهة واقتراح التحسينات اللازمة على هذه الخطط.

يجب على الممارس للعمل الإشعاعي توفير شخص مؤهل متفرغ أو تحت الطلب يقوم بتقديم الاستشارة والخبرة في شؤون الوقاية الإشعاعية والأجهزة الإشعاعية يكون على دراية وخبرة في تشغيل وصيانة الأجهزة الإشعاعية ومعايرتها وإصلاحها وتقييم المخاطر الناتجة عن استخدام هذه الأجهزة والمعدات وان يكون على معرفة ودراية تامة بإجراءات ووسائل الوقاية الإشعاعية وفي طبيعة الممارسة الإشعاعية وتنصيب وتهيئة الأجهزة لعملية التفويض والإقرار بملاءمتها

للعمل (*Commissioning*). كما تقع على عاتق هذا الشخص مسؤوليات مراقبة مستويات الإشعاع في مناطق العمل الإشعاعي ومحيطة والتحقق من متطلبات الوقاية الإشعاعية ومسؤوليات الطوارئ الإشعاعية وحالات التعرض الإشعاعي الزائد وتدريب العاملين في مجال العمل والوقاية الإشعاعية وكذلك إعداد دليل الممارسة الآمنة للعمل الإشعاعي.

يجب على المشغل توفير شخص مؤهل ومتفرغ للعمل كضابط للوقاية الإشعاعية يقوم بإجراء تقييم للمخاطر الإشعاعية وضع خطط الطوارئ الإشعاعية وتحديد مناطق العمل الإشعاعي ومناطق المراقبة الإشعاعية ومداخلها وطرق السيطرة عليها والقيام بأعمال المراقبة الإشعاعية والقياس في أماكن العمل ومحيطة ومتابعة قياس التعرض الإشعاعي الشخصي ، والتأكد من التزام العاملين بارتداء المقاييس الشخصية وحمل أدوات القياس الإشعاعي والتأكد من صلاحية أجهزة القياس والمراقبة والتحذير وإعداد تعليمات الممارسة وعلية اتخاذ الإجراءات المناسبة للتقليل من مقدار التعرضات الإشعاعية قدر الامكان ، والتحقق من حالات التعرض الإشعاعي الزائد واتخاذ الإجراءات اللازمة لعدم تكرارها ، ومراقبة حركة المصادر والأجهزة الإشعاعية والتأكد من أماكن تواجدها وسلامة طرق نقلها وتخزينها. كما يقوم هذا الشخص بالإشراف المباشر على العمل الإشعاعي والعاملين ويقوم بتقييم العمل باستمرار ، كذلك يجب عليه أن يقوم بإعداد برامج الصيانة والقياس ووضع المحددات التي يراها مناسبة على الممارسة والتي تضمن عدم التعرض الإشعاعي غير المبرر وإعداد السجلات والوثائق المتعلقة بالوقاية الإشعاعية والأجهزة الإشعاعية كما يقع على عاتقه اختيار الأشخاص المؤهلين والملائمين للعمل الإشعاعي والعمل على تدريبهم.

بالنسبة للعاملين في مجال التصوير الإشعاعي يجب أن لا تقل أعمارهم عن 18 سنة وان يكونوا قد تلقوا التدريب والتأهيل المناسب في مجال العمل واجتازوا الامتحانات المقررة لهذه الممارسة وان يكونوا قد تلقوا المعرفة الأساسية في مجال الوقاية الإشعاعية وطرق التعامل الآمن مع الإشعاع المؤين ، وهذه المعرفة يجب أن تشمل طبيعة الإشعاع المؤين وطرق تفاعله مع المادة وتأثيراته الحيوية، ووحدات قياس الإشعاع وطرق قياسه ومعرفة طرق حساب الجرعات الإشعاعية ومعدلاتها، ومعرفة العوامل التي تحد من مقدار التعرض الإشعاعي مثل استخدام الدروع الإشعاعية ومواصفات المواد المستخدمة في الدروع الإشعاعية وطرق استخدامها وتوظيف عامل المسافة والزمن في تخفيض معدلات التعرض الإشعاعي. كذلك يجب تعريفهم بالنشاط الإشعاعي والمصادر الإشعاعية والانحلال الإشعاعي وكيفية تخفيض الجرعات لأقل حد ممكن ومتطلبات السلطات المختصة في مجال الوقاية الإشعاعية وطرق التخزين الآمن والنقل للمواد المشعة و تعليمات الممارسة واستخدام الأجهزة والمصادر الإشعاعية وإجراءات السلامة والأمان أثناء العمل الروتيني وفي حالات الطوارئ الإشعاعية والاستجابة مع إجراءات الطوارئ وكذلك الاختبارات الروتينية لسلامة أداء الأجهزة والمعدات الإشعاعية.

الأجهزة و المصادر الإشعاعية المستخدمة في التصوير الصناعي:

تستعمل العديد من أجهزة التصوير والمعدات الإشعاعية والمصادر المشعة في التصوير الصناعي، حيث يتم إجراء الفحص باستخدام أنبوب الأشعة، أو باستخدام مصدر مشع، كما تم ذكره سابقا، وسنقوم باستعراض بعض هذه الأجهزة والمصادر الإشعاعية.

• ثانياً التصوير باستخدام مصدر أشعة جاما:

يتم استخدام مصدر مشع لأشعة جاما مغلق في عملية التصوير مثل الاريديوم (^{192}Ir)، والسيزيوم (^{137}Cs)، والكوبالت (^{60}Co)، أو غيرة من المصادر المبينة بالجدول رقم (1) ويعتبر مصدر الاريديوم أكثرها شيوعا للاستخدام وبالعموم فان اختيار المصدر المشع يعتمد على طاقة أشعة جاما المنبعثة من العنصر المشع وبالتالي فان سمك المادة المراد فحصها يحدد المصدر الأكثر ملائمة لإجراء الفحص.

الجدول (1): المصادر المشعة المستخدمة في التصوير الصناعي وسمك المادة الملائم للفحص.

Radionuclide	Gamma energies (MeV)	Half-life	Optimum steel thickness of object material (mm)
Cobalt-60	High (1.17 and 1.33)	5.3 years	50–150
Caesium-137	High (0.662)	30 years	50–100
Iridium-192	Medium (0.2–1.4)	74 days	10–70
Selenium-75	Medium (0.12–0.97)	120 days	4–28
Ytterbium-169	Low (0.008–0.31)	32 days	2.5–15

يتم وضع المصدر المشع المغلق داخل حاوية مدرعة بشكل ملائم في كاميرا التصوير (كاميرا التصوير وهي في الحقيقة عبارة عن حاوية المصدر المشع)، ويتصل هذا المصدر بكابل مجوف يمر من خلاله المصدر المشع للوصول الى موقع التصوير بواسطة كابل تحكم، وبعد الانتهاء من عملية التصوير يتم إعادة تبيت المصدر داخل الدرع الإشعاعي داخل كاميرا التصوير. في بعض الحالات يعلق المصدر المشع داخل الكابل ويصبح من الصعب إعادته، وتصنف هذه الحالة من ضمن الحوادث الإشعاعية الداخلية، لذا فأنه من الضروري التأكد دائما من الحالة الفيزيائية للكابل، للتأكد من صلاحيته لحمل المصدر وإعادته بيسر، حتى لا يؤدي ذلك الى تعرض العاملين لجرعات إشعاعية نتيجة محاولات إعادة المصدر وقد يتم استخدام مصدر زائف لفحص الكابل.

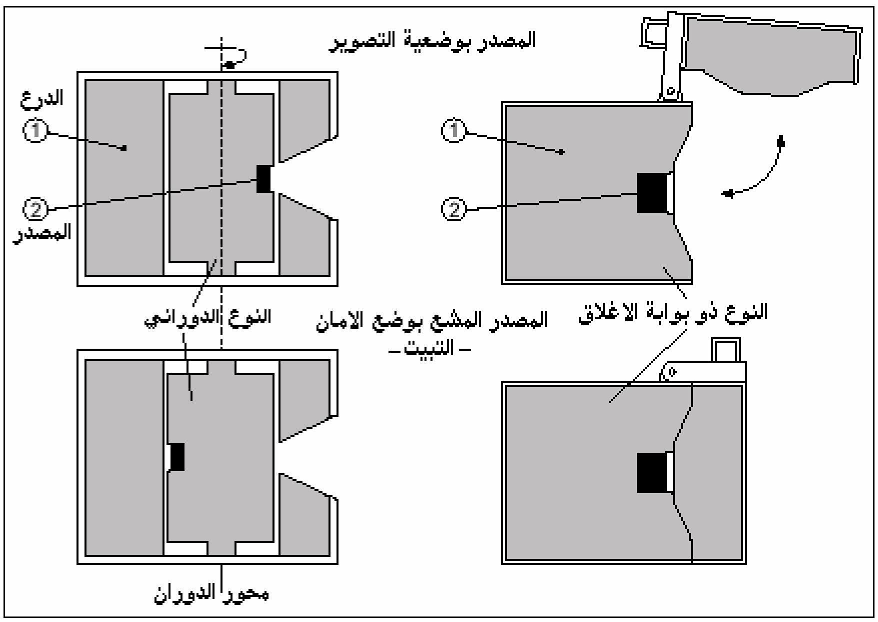
يتم تصنيف كاميرات التصوير الى كاميرا محمولة ($P-portable$) يتم حملها من قبل شخص أو اثنين ولا يتجاوز وزنا 50 كغم، وكاميرا متحركة ($M-mobile$) يمكن نقلها من مكان الى أخر بواسطة وسيلة نقل مثل العربة، وكاميرا ثابتة ($F-Fixed$) تستخدم بشكل ثابت في التصوير، وهذه الكاميرات تقوم بالتصوير أما عن طريق التصوير دون خروج المصدر من الكاميرا وإنما بفتح أو إزالة الدرع الإشعاعي (بوابة الإغلاق) أو بدوران المصدر باتجاه فتحة التصوير كما هو مبين بالشكل رقم (4). أو بخروج المصدر من الكاميرا من خلال كابل مجوف يصل الى موقع التصوير، ثم يعود الى مكانه بعد الانتهاء، كما هو موضح بالشكل (5)، أما بالنسبة لمقدار الجرعات المسموح بها على سطح الكاميرا فهو مبين في الجدول رقم (2) وذلك حسب صنف كاميرا التصوير.

الجدول (2): حدود الجرعات المسموح به على سطح كاميرا التصوير [67] .

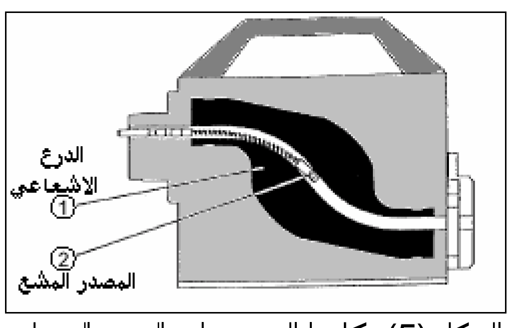
Class	Maximum dose equivalent rate (µSv·h -1, (mrem·h -1)) on external surface of container		
	At surface	At 50 mm	At 1 m
P	2000, (200)	500, (50)	20, (2)
M	2000, (200)	1000, (100)	50, (5)
F	2000, (200)	1000, (100)	100, (10)

هناك بعض التصاميم الخاصة بكاميرات التصوير للاستخدام في غايات معينة مثل تصوير الأنابيب والتصوير تحت الماء، لذلك فان نوع كاميرا التصوير يجب أن يكون ملائم لطبيعة التطبيق المطلوب، وغالبا ما تستخدم الكاميرا للتصوير في التطبيق الذي صممت الكاميرا من اجله اساساً.

بما أن كاميرات التصوير هذه صممت لغايات العمل بمواقع مختلفة، لذا فان تصميم الدرع الإشعاعي للكاميرا يجب أن يتناسب مع تعليمات نقل المواد الإشعاعية من الصنف B وينطبق عليها تعليمات نقل المواد المشعة من هذا الصنف [70] ، وذلك من حيث قدرتا على تحمل التأثيرات القاسية والتي تسبب تحطم المادة، والمقاومة في حال الغمر بالماء أو بالسوائل، وان تتحمل تأثيرات الحرارة، وذلك لضمان عدم تسرب المادة المشعة تحت هذه الظروف المختلفة. كما يجب أن تكون هذه الكاميرات مزودة بنظام إغلاق محكم (قفل) لحفظ المصدر المشع داخل الدرع. في بعض الحالات قد يتعطل نظام الإغلاق (القفل)، ويكون من الصعب إعادة المصدر الى مكان التبييت داخل الدرع، مما يؤدي هذا الى تعرض إشعاعي غير مبرر، لذا يجب التأكد دائما من صلاحية نظام الإغلاق، لتجنب وقوع هذا النوع من الحوادث الإشعاعية.



الشكل (4): كاميرا التصوير ذات المصدر الثابت و يتم التصوير أما بفتح بوابة الإغلاق أو دوران المصدر باتجاه الفتحة.



الشكل (5): كاميرا التصوير ذات المصدر المتحرك.

إن متطلبات الوقاية الإشعاعية والسلامة تستوجب وجود معلومات وإشارات أو نقوش على كاميرات التصوير تبين وتدل على نوع الإشعاع المنبعث من المصدر وإشارة التحذير من احتواء الكاميرا على مصدر مشع وبمقاس واضح ومقروء، لا يقل ارتفاع الحرف فيه عن 1 سم في كلمة التحذير. كما يجب وجود معلومات عن معدل الجرعة

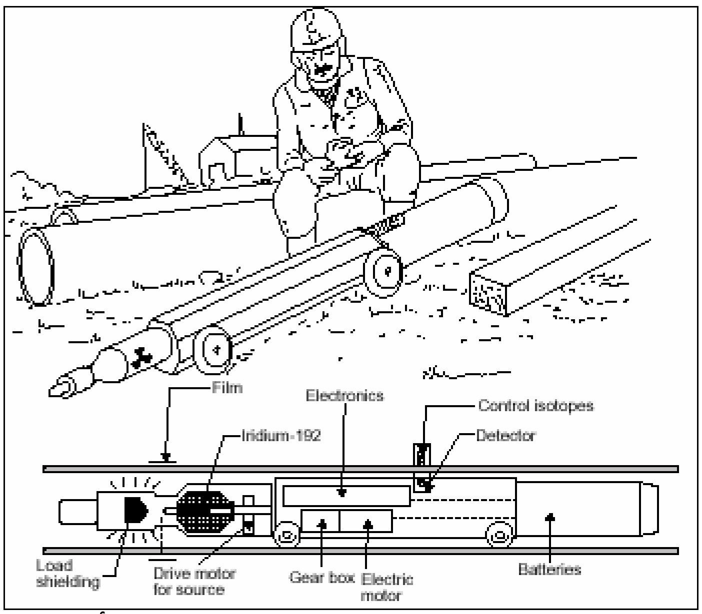
الإشعاعية الأقصى ومقدار النشاطية الإشعاعية للمصدر وتاريخ قياس هذه النشاطية ومعلومات عن المنتج، وذلك حسب التعليمات الدولية $(ISO-3999)$[108] ، أو ما يكافئها، والتي يجب أن تبين اسم الصانع والموديل والرقم المتسلسل والصنف والفئة والوزن. وفي حالة استخدام مادة اليورانيوم المنضب $(DU-Depleted\ Uranium)$ كدرع، يجب وجود معلومة دالة على ذلك ووزن اليورانيوم المنضب المستخدم. كما يجب وجود معلومات عن البنية الفيزيائية والكيميائية للمصدر المشع مثل الرمز العنصر والوزن الذري والنشاط الإشعاعي ورقم التعريف للمصدر المشع المغلق واسم المنتج وفي حال استبدال المصدر يجب وضع المعلومات الجديدة الخاصة بالمصدر الجديد. هذا بالإضافة الى المعلومات الخاصة بمقاومة وتحمل الدرع والمصدر للحرارة والضغط والسوائل والتشققات وغيره من المعلومات الخاصة بالبنية الفيزيائية للمصدر المشع والحاوية.

- **أنبوب الأشعة السينية:**

يستخدم أنبوب الأشعة السينية في التصوير الصناعي التقليدي أو التصوير الصناعي الفلورسكوبي، باستخدام أنبوب الأشعة المتنقل متعدد الأغراض، كما هو مبين بالشكل (6)، بحيث يتم وصل هذا الأنبوب بكابل كهربائي مع لوحة التحكم والتغذية للأنبوب. وفي حالة التصوير فان الجرعة الإشعاعية التي يتعرض لها المشغل تعتمد عل طول الكابل وبعد لوحة التحكم عن أنبوب الأشعة وقد يبلغ الجهد الأعلى لهذا الأنبوب 300 كيلو فولت ويحتوي الأنبوب على محدد لحقل الأشعة وقد يحتوي على مخرج أو أكثر للأشعة ويجب يكون الأنبوب مطابق لمتطلبات السلامة والأمان [6, 15] من حيث آلية التحكم، ووجود نظام إنذار ومؤشرات التشغيل، بالإضافة الى وجود المعلومات التحذيرية حول خطر الإشعاع، ومفتاح التشغيل اليدوي، ومؤقت زمني لتحديد زمن التشغيل، ومؤشرات الجهد والتيار على لوحة التحكم الرئيسية. كما يجب أن يكون الأنبوب مدرع بشكل مناسب، وان يجتاز اختبارات التسرب الإشعاعي، والتي يجب أن لا تتجاوز 100 ميكروسيفرت/ساعة على بعد متر واحد من الأنبوب كحد أقصى [67] . وفي حال استخدام جهد أعلى فقد يزيد الحد الأعلى المسموح للتسرب حسب تعليمات الممارسة المستخدمة.

الشكل (6): أنبوب الأشعة السينية المستخدم في التصوير الصناعي ولوحة التحكم.

قد تستخدم أجهزة إشعاعية أخرى لغايات التصوير الصناعي حسب طبيعة العمل مثل المسارعات الخطية، بطاقة تصل الى 5 مليون إلكترون فولت، للفحوصات التي تتطلب قدرة اختراق عالية والتي تتم في موقع ثابت، أو يستخدم مسارع متنقل (*Cyclotron*) يوضع في عربة شحن كبيرة للتصوير في المواقع الميدانية مثل عملية فحص الجسور. كما يمكن استخدام بعض الأجهزة الإشعاعية، أو المصادر المشعة لبعض التطبيقات المعينة مثل التصوير الإشعاعي تحت الماء، أو لتصوير الأنابيب عن طريق التزحيف داخل الأنابيب الكبيرة، وكما هو مبين في الشكل (7)، وفي حال استخدام المصادر المشعة، فانه يجب أن تنطبق عليها تعليمات الوقاية الإشعاعية المتعلقة باستخدام المصادر المشعة في التصوير الصناعي، من حيث طريقة النقل والتخزين وغيره من المتطلبات المتعلقة بالسلامة والأمان الإشعاعي.



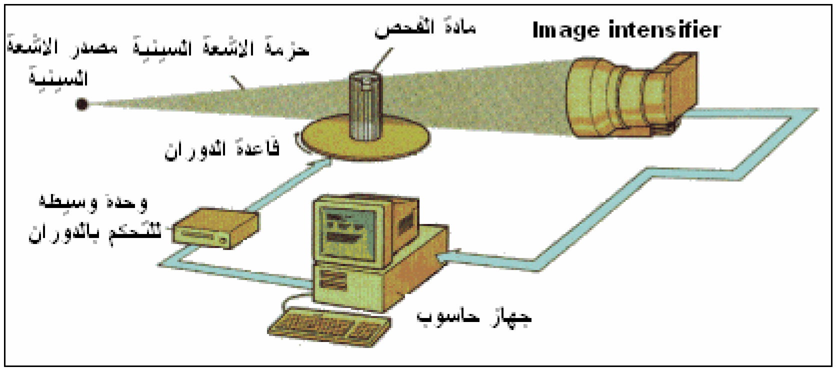
الشكل (7): التصوير الصناعي عن طريق الزحف داخل الأنابيب.

التصوير الصناعي الفلورسكوبي (*real time radiography*)، هو احد طرق التصوير المتعددة في التصوير الصناعي حيث يتم تظهير الصورة بطريقة محوسبة حيث يتم وضع المادة مدار الفحص بين مصدر الأشعة والكاشف الإشعاعي ويتم التصوير من عدة زوايا من خلال دوران المصدر والكاشف حول المادة أو دوران المادة نفسها كما هو موضح بالشكل (8) ومن ثم يتم تجميع الصورة النهائية باستخدام الحاسوب.

- **التصوير الصناعي في المواقع الثابتة:**

يمتاز التصوير الصناعي في الموقع الدائم بأنه أكثر أمانا، كونه يتم في منشاة مصممة لهذه الغاية، وبالتالي يكون من الممكن السيطرة على العوامل الفيزيائية في هذه المواقع، مثل عملية التدريع، والسيطرة على أماكن العمل الإشعاعي، وتنصيب أجهزة المراقبة والإنذار، وبالتالي تخفيض مقدار التعرض الإشعاعي للعاملين لأقل من الحدود المسموح با إذا ما تم أتحاذ احتياطيات الوقاية الإشعاعية اللازمة. التصوير الإشعاعي الصناعي يتم داخل منشأه مدرعة بشكل ملائم حسب طبيعة الممارسة، وحسب نوع المصدر الإشعاعي المستخدم، حيث يمكن أن يتم التصوير باستخدام مسارع خطي، أو أنبوب أشعة سينية، لذا يجب أن يكون الدرع ملائم لطبيعة الاستخدام. يكون تعين مناطق العمل الإشعاعي والمناطق

الواضعة للإشراف في هذه المواقع أسهل، ويتم وإشهارها بشكل واضح من خلال وضع الإشارات التحذيرية المناسبة والسيطرة على منافذ الدخول والتحكم بتشغيل الأجهزة الإشعاعية بشكل آمان، بالإضافة لسهولة تحديد ومراقبة الجرعات الإشعاعية وتوفير وسائل الوقاية الإشعاعية.

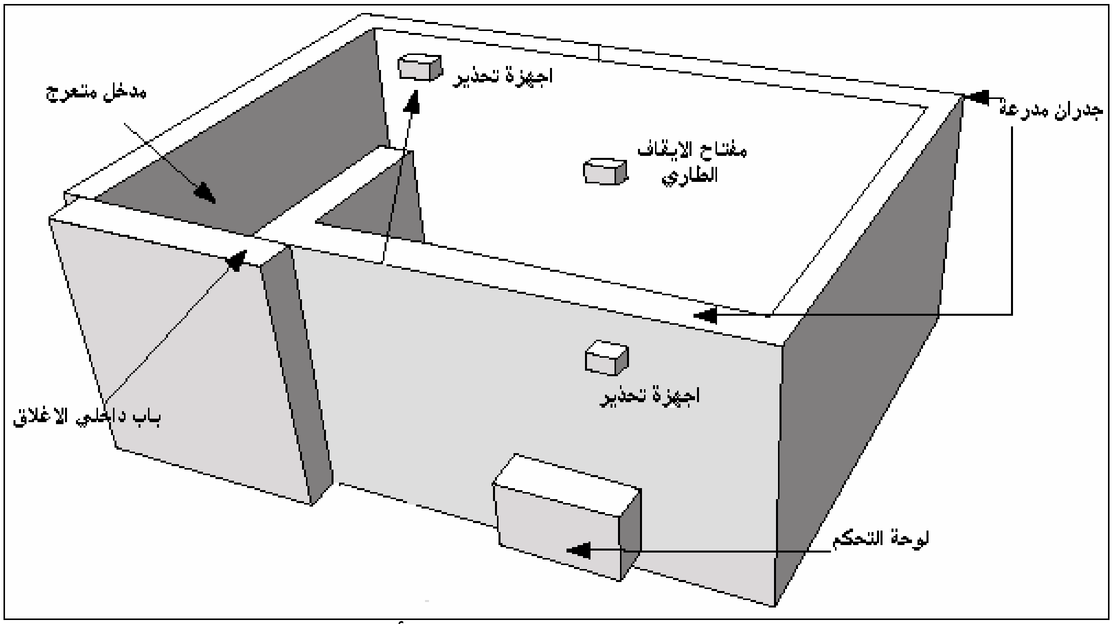


الشكل (8): التصوير الصناعي الفلورسكوŸ.

عند تصميم منشأة للتصوير الصناعي الثابت يجب الأخذ بعين الاعتبار متطلبات الوقاية الإشعاعية من حيث التدريع الإشعاعي بما يتناسب مع متطلبات السلطات الرقابية وحدود الجرعات المسموح بها حسب تصنيف مناطق العمل الإشعاعي وبشكل يضمن عدم وقوع حوادث إشعاعية، من خلال السيطرة على المنافذ ووضع أنظمة الإغلاق المناسبة ووضع الإشارات التحذيرية المناسبة وأزرار الإيقاف في الحالات الطارئه وتنصيب أجهزة المراقبة الإشعاعية وأجهزة التحذير كما هو موضح بالشكل (9).

عند تصميم الدروع الإشعاعية، وبالإضافة الى ملائمة الدرع لطبيعة العمل المنظور، فانه من المستحسن الأخذ بعين الاعتبار التطورات المستقبلية أيضاً. ويقع على عاتق الممارس تقديم الرسوم البيانية للموقع ومحيطة كاملا وبيانات الدروع الإشعاعية المقامة، من حيث السمك والكثافة والنوع والمساحات والأبعاد، كما يجب أن تتضمن الرسومات البيانات المتعلقة بالمداخل، والنشاطات الواقعة أسفل المنشاة وما يعلوها، وتحديد اتجاهات الشعاع الفعال والإشعاع المتشتت، بالإضافة الى حجم العمل ومقدار الأشغال في المناطق المحيطة، وطبيعة العمل ونوع الأجهزة والمواد المشعة المستخدمة، أو التي ستستخدم في المنشأة، وذلك لضمان السيطرة على مقادير التعرض الإشعاعي.

عادةً ما يتم استخدام طيف واسع من المواد المشعة والأجهزة الإشعاعية في هذا النوع من المنشات، وهذا الاستخدام يتطلب تامين هذه الأجهزة والمصادر من عملية الاستخدام غير المشروع، أو ما يكافئها مثل عمليات النقل بدون تصريح، أو السرقة أو التخريب من خلال توفير نظام الإغلاق والحماية المناسب. ولضمان السيطرة والتحكم بالجرعات الإشعاعية، يجب على المستخدم توفير التعليمات والإرشادات المتعلقة بتشغيل الأجهزة واستخدام المصادر وتعليمات التشغيل الروتينية وتعليمات استخدام أجهزة المراقبة والقياس والتعامل مع أجهزة الإنذار ومقاييس الجرعات الشخصية وإجراءات الطوارئ الإشعاعية والتعامل معها، بالإضافة الى تدريب العاملين على كافة الأمور المتعلقة بكيفية القيام بالعمل الإشعاعي بكفاءة والالتزام بمتطلبات الوقاية الإشعاعية بما يضمن الاستخدام الآمن لمصادر الإشعاع والحد من التعرضات الإشعاعية غير المبررة.



الشكل (9): مخطط توضيحي لموقع ثابت يستخدم لأغراض التصوير الصناعي.

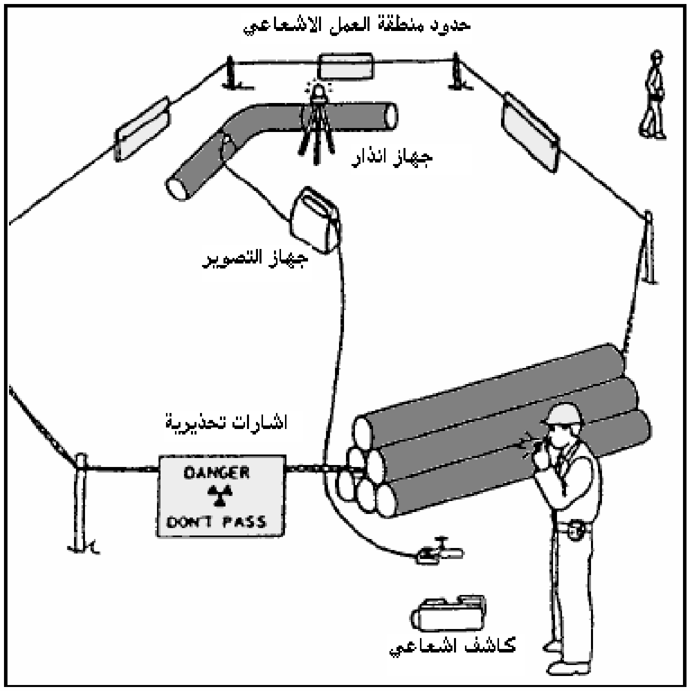
- **التصوير الصناعي الميداني:**

تتم العديد من الممارسات الإشعاعية في التصوير الصناعي في مواقع العمل الميدانية خارج المنشات المخصصة لهذه الغاية، ويتم العمل تحت ظروف تشغيلية مختلفة وفي أماكن ذات طبيعة متباينة. وتقتضي الممارسة بهذا الشكل إجراءات وقاية إشعاعية ملائمة في مواقع التصوير، نظراً لوجود العديد من المتغيرات في طبيعة المواقع والظروف الأخرى، مثل عملية التواجد المقصود، أو غير المقصود للعامة، لما قد تقتضيه طبيعة العمل بالتواجد في هذه ألاماكن، أو بدواعي الفضول، لذا يتوجب الحيطة والحذر لتجنيب هذه الـ امبع التعرض غير المبرر للإشعاع.

في حال وجود النية للقيام بالممارسة الإشعاعية في الميدان يجب في البداية تحضير وتجهيز الموقع للتصوير من خلال تحديد منطقة العمل ومنع غير المعنيين من التواجد أو دخول المنطقة المحددة، من خلال ووضع الموانع المؤقتة والإشارات التحذيرية المناسبة لحين الانتهاء من العمل الإشعاعي وذلك كما هو موضح بالشكل (10).

عند تحديد منطقة العمل الإشعاعي المؤقتة يجب أن تعين بموافقة السلطات الرقابية وبعد توضيح وبيان التوزيع الكنتوري للجرعة الإشعاعية ضمن المدة الزمنية لعملية التصوير وتكون حدود منطقة التصوير على الخط الكنتوري الذي لا تتعدى فيه معدلات الجرعة الإشعاعية الحدود المسموح بها لمعدل الجرعة السنوي للعامة وبناء على معامل الإشغال للمنطقة المحاذية. والجرعة المسموح بها لحد المنطقة المعينة للتصوير يجب أن لا تتجاوز 7.5-20 مايكروسيفرت/ساعة في حال استخدام محدد حقل الأشعة (collimator) في عملية التصوير، وفي حال عدم وجود الإمكانية لاستخدام المحدد يبلغ حد الجرعة المسموح به 50 ميكروسيفرت/ساعة، كما يجب إخلاء منطقة التصوير الإشعاعي المعنية بالكامل والتحذير لغايات إجراء عملية الإخلاء قبل البدء بالتصوير وحتى الإعلان عن وقف الممارسة الإشعاعية بالكامل، بالإضافة الى وضع الإشارات والتحذيرية واستخدام إشارات التحذير المرئية (الإضاءة المتقطعة) والصوتية إذا استدعى

الأمر ذلك واستخدام أجهزة المراقبة والقياس الإشعاعي لحدود المنطقة المعينة للتصوير والمحافظة على عدم الدخول الى المنطقة أما من خلال وضع العوائق المادية أو من خلال الإشراف البشري لمنع الدخول الى المنطقة.



الشكل (10):تحضير وتحديد موقع التصوير الميداني في التصوير الإشعاعي الصناعي.

في حال وجود موانع موضوعية لتحديد المنطقة بما يتناسب مع معدل الجرعات الإشعاعية يتم الاستعاضة عن ذلك بوضع الدروع الإشعاعية في منطقة التصوير، من خلال تصميم درع إشعاعي يعمل على تسديد الشعاع الفعال باتجاه منطقة واحدة، وهذا النوع من الدروع يصنع بالعادة من مادة اليورانيوم المنضب، أو التنجستون، أو الرصاص، أو من خلال استخدام الحواجز المادية المتوفرة مثل الدروع المتنقلة، أو الجدران المؤقتة، أو قطع الطوب، أو الخرسانة، أو حتى باستخدام المركبات.

يجب على المستخدم إثناء التصوير توفير كافة الإجراءات الملائمة للسيطرة على منطقة التصوير، ومنع الدخول إليها أثناء التصوير، وتوفير كافة احتياطيات الوقاية الإشعاعية من أجهزة قياس ومراقبة إشعاعية وأجهزة تحذير وتعليمات الممارسة وتدريب وتأهيل العاملين على إجراءات الوقاية الإشعاعية والطوارئ الإشعاعية وتوفير مقاييس التعرض الإشعاعي الشخصي وأجهزة المسح الإشعاعي.

احتياطيات الإضافية في التصوير الصناعي:

من المهم أن يتم اختيار المادة المشعة بحيث يكون التعرض الإشعاعي اقل ما يمكن، فعلى سبيل المثال يمكن القيام بمعظم أعمال التصوير باستخدام مصدر الاريديوم المشع بنشاط إشعاعي يصل الى 50كوري، ويمكن تقليل مقدار التعرض الإشعاعي بتوفير احتياطيات وقاية أخرى مثل استخدام الأفلام السريعة والصفائح المكثفة وبالأخص عندما يتم استخدام المصادر المشعة في عمليات التصوير بالإضافة الى توفير متطلبات الوقاية الإشعاعية التي تم ذكرها.

كما يجب عدم البدء بإجراء الفحوصات قبل توفير وتحضير أجهزة المسح الإشعاعي المحمولة والمحددات والدروع والحواجز الواقية المؤقتة والأشرطة لتحديد منطقة التصوير وتجهيز وفحص كابل نقل المصدر وكابل التحكم عن بعد والإشارات التحذيرية المناسبة ومساند تحديد منطقة التصوير وأدوات الطوارئ الإشعاعية مثل أدوات الحمل والمناولة عن بعد وتوفير وسيلة النقل الآمن للمصادر والأجهزة وضمان عدم تعرض كاميرا التصوير ملحقاتها للأذى.

يجب التأكد من كاميرا التصوير أو جهاز التصوير، قبل البدء بعملية التصوير، من خلال التأكد من صلاحية الدرع الحافظ للمصدر (جسم الكاميرا) وتفقد البراغي والكابل، والتأكد من سلامة ونظافة المجرى الذي يمر فيه المصدر المشع وفحص وصلة الكابل مع جسم الكاميرا، بالإضافة لقياس معدل الجرعة على سطح الكاميرا. وبعد إتمام عملية التصوير، يجب معاينة المنطقة ومسحها، للتأكد من عدم فقدان أو نسيان أي مصادر مشعة ومعاينة أجهزة التصوير وملحقاتها والتأكد من عدم حدوث أضرار بها، وإحكام إغلاقها جيدا قبل تخزينها والتأكد من عدم تضررها أثناء النقل.

تخزين ونقل المصادر المشعة المستخدمة في التصوير الصناعي:

يشترط عند تخزين المصادر المشعة تخزينها بمكان امن ومحكم، لمنع تعرض هذه المصادر لعمليات السرقة أو التخريب أو الاستخدام بطريق الخطأ. كما يجب وضع الإشارات التحذيرية المناسبة على مكان التخزين، وان لا يستباح مكان التخزين لأي نشاطات أخرى، وذلك من خلال السيطرة على عملية الدخول الى منطقة التخزين، وان يكون الدخول محصور بالأشخاص المخولين فقط دون غيرهم، كما يجب توفير الإجراءات المناسبة لمنع حدوث الحرائق أو الغمر بالسوائل، بالإضافة الى وجود التدريع الملائم بما يضمن عدم تعرض الآخرين للإشعاع، وفي حال اقتضت الضرورة استخدام موقع التخزين من قبل أشخاص من غير العاملين في المجال الإشعاعي، يجب أن لا يزيد معدل الجرعة الإشعاعية عن 2.5 مايكروسيفرت/الساعة أو حسب ما تحدده السلطات المختصة . كما يجب إجراء جرد دوري وجرد غير معلن (فجائي) لمحتويات مكان التخزين.

عندما يتم نقل المصادر المشعة من مكان الى أخر، يجب عدم إخراج المصادر المشعة من مكان التخزين ألا في حالة الانتهاء بشكل كامل من عملية التجهيز للتصوير، ولا يجب نقل هذه المصادر بمعزل عن حاوياتها، ويجب أن يتم تأمينها وإغلاقها واخذ مفتاح الغلق منها، ويفضل النقل دائما بعربة نقل، والإبقاء على ثبات المصادر خلال عملية النقل، والالتزام بتعليمات نقل المواد المشعة، حسب التعليمات المتبعة في النقل، أو حسب التعليمات الصادرة عن الهيئات الدولية [70] ، والتي تقضى بأنه يجب أن يتم توسيم المادة، وتوثيق عملية النقل وإعلام السلطات المختصة بعملية النقل، وقد يتطلب الأمر فحص الطرد المنقول، من قبل هيئة مختصة أو مخولة بإجراء الفحوصات المتعلقة بالتسرب الإشعاعي وسلامة الرزمة أو الدرع، ويجب أن تكون مواصفات الرزمة مطابقة لمواصفات الرزم من الصنف A أو الصنف B، وحسب ما هو موضح في الجدول رقم 9 والجدول رقم 10 في سلسة السلامة والأمان في نقل المصادر المشعة، رقم 80، والصادرة عن الوكالة الدولية للطاقة الذرية [50] .

بالإضافة الى المتطلبات الخاصة بنقل المصادر المشعة يجب كذلك توفير المتطلبات الخاصة بالناقل، ووسيلة النقل، عندما يتم نقل المصادر على الطرقات العامة، من خلال العمل على تأهيل الناقل، وإرفاق الوثائق المتعلقة بالشحنة وتوثيقها، ووضع الإشارات التحذيرية، للدلالة على عملية نقل المواد المشعة، مع بيان الشخص أو الجهة المسؤولة وكيفية

الاتصال بها في حال وقوع حادث مروري، ويجب أن يكون لدى المسؤول في هذه الحالة خطة الطوارئ الملائمة لهذه الوضعية.

الطوارئ الإشعاعية في التصوير الصناعي:

في حال حدوث حادث إشعاعي في التصوير الصناعي سواء كان على المستوى الداخلي أو أكثر من ذلك ، فان التبعات المترتبة على هذا الحادث بالعادة تكون تعرض العاملين والعامة للإشعاع، بالإضافة الى حدوث التلوث في بعض الحالات المرتبطة بفقدان المصدر وتتكه وخروج المادة المشعة من الغلاف المغلق. في العادة، تقع الحوادث الإشعاعية في التصوير الصناعي، إذا لم تتخذ الحيطة والحذر المناسبين، وتكون هذه الحوادث متعلقة بالفشل في احتواء المصدر المشع، والفشل في الكشف عنه، أو عدم القدرة على إجراء المسوحات الإشعاعية الملائمة، أو تعوق المصدر داخل الكابل المجوف أو في محدد الحقل، أو عدم عودة المصدر بطريقة سليمة الى مكان التبييت ، أو انفلات المصدر من الكابل أو الحاوية وسقوطه على الأرض، أو عدم قابلية بوابة الإغلاق على الانغلاق، أو وقوع حادث سرقة للمصدر المشع، أو أخفاق في نظم السلامة والأمان، أو تتك للمصدر وخروج المادة المشعة وتناثرها، وفي جميع الحالات المذكورة يكون وجود العامل أو غيرة في منطقة الحادث مدعاة لحدوث التعرض الإشعاعي الزائد، سواء خلال محاولة معالجة الخلل الناتج، أو عن طريق التواجد التطوعي أو ألقسري أو الفضولي في منطقة الحادث. والتعرض الإشعاعي في هذه الحالات قد يسبب إصابات مباشرة أو إصابات على المدى المنظور، بالإضافة الى التبعات غير المعلومة على المدى غير المنظور، أو التسبب في أسوء الأحول بالوفاة.

بالنسبة للحوادث المتعلقة بالأجهزة الإشعاعية-الأشعة السينية- تكون بالعادة نتيجة أخفاق المؤقت الزمني المتحكم بزمن الجرعة، مما يسبب استمرارية عمل الأنبوب، وانبعاث الأشعة لفترات زمنية طويلة، أو نتيجة التشغيل غير المقصود، أو نسيان الأنبوب بوضعية التشغيل، أو عدم القدرة على قياس الإشعاع، أو عدم توفر أجهزة الإنذار، أو محاولة الوصول الى أنبوب الأشعة ومحاولة ضبطه وهو بوضعية التشغيل، أو في حالة وجود خلل في نظام الإغلاق وأنظمة السلامة في جهاز الأشعة، أو نتيجة حدوث أضرار فيزيائية في المرشحات وفي مادة الدرع، وبالعادة يكون التعرض الإشعاعي الزائد في هذه الحوادث هو النتيجة وما يترتب على هذا التعرض من تبعات.

نتيجة الاحتمالية لحدوث أي من هذه الحوادث أثناء الممارسة في التصوير الصناعي، يتطلب الأمر إعداد خطة للطوارئ الإشعاعية واتخاذ الإجراءات والتحضيرات اللازمة لتطويق الحادث، وخطة الطوارئ الإشعاعية يجب أن تشتمل على أربعة مكونات رئيسية وهي:

1. تقييم مقدار الخطورة.
2. تجهيز الأدوات والمعدات لمواجهة الحادث.
3. وضع التعليمات والخطوات والإجراءات الواجب إتباعها و تحديد المسؤوليات.
4. تأهيل وتدريب الكوادر المختصة للقيام بإجراءات الطوارئ.

خطة الطوارئ الإشعاعية تبدأ بعملية تقييم مقدار وطبيعة الخطر من خلال توصيف الوضع الاعتيادي وتحول هذا الوضع لوضع غير اعتيادي وبالتالي مقدار هذا التغير بوضع جميع الاحتمالات الممكنة الحدوث وتقييم كل حدث وما

يتبعه من أمور، وبعد هذا التقييم يتم توزيع الواجبات والمسؤوليات بعد تحديد القواعد الملائمة لمعالجة الحالة والإجراءات الواجب اتخاذها في التو واللحظة وما يتلوها من إجراءات أخرى، وهذا يتطلب تعليمات مكتوبة تبين الدور الذي يقوم بها كل شخص معني بالخطة. فبعض الإجراءات مطلوبة فورا من الأشخاص المتواجدين في الموقع، والأخرى قد يتطلب القيام بها الاستعانة بأشخاص أو هيئات من غير المتواجدين في موقع الحدث، لذا يجب تحديد أسمائهم وكيفية الاتصال بهم، ومثال على ذلك ضابط الوقاية الإشعاعية والسلطات المختصة والأطباء والخبراء و أجهزة الدفاع المدني والشرطة وغيرهم ممن تستدعي الضرورة أو الحالة القائمة توكيلهم بإجراءات معينة.

توفير المعدات والأجهزة تكون ضرورية جدا للقيام بالإعمال المطلوبة فبعض هذه الأجهزة، والمعدات يجب أن يكون متوفر بشكل دائم أثناء الممارسة والبعض الآخر يكون تحت الطلب، لذا يجب معرفة كيفية الحصول على هذه المعدات والأجهزة بالسرعة المطلوبة. فالحد الأدنى من المعدات والأجهزة يجب أن يشمل أجهزة المسح الإشعاعي متوسطة وعالية المدى قابلة للعمل لساعات طويلة، وأجهزة قياس التلوث ومصدر مشع اختباري (*Check Source*)، وأدوات الوقاية الشخصية، مثل مقاييس الجرعات الشخصية قابلة للقراءة الفورية ومقاييس جرعات شخصية دائمة لكل عضو في فريق الطوارئ والملابس والأحذية الواقية والقفازات ورزمة الإسعافات الأولية وأجهزة اتصال محمولة ودروع إشعاعية مناسبة (حاويات) لاحتواء المصادر المشعة، وحواجز واقية وأدوات مناولة عن بعد لا يقل طولها عن 1.5 متر وعدد يدوية وإشارات تحذيرية وأكياس بلاستيكية، هذا بالإضافة الى توفير الوثائق والسجلات المتعلقة بالعمل والأداء ودليل الاستخدام للأجهزة والمعدات، بالإضافة الى وجود التعليمات المكتوبة مسبقا.

في حال حدوث حادث إشعاعي متعلق بمصدر مشع، يجب أولا تحديد الحالة الطارئه، ومن ثم الابتعاد عن المصدر ، والبدء بإجراء القياسات والمسح الإشعاعي، لقياس معدل الجرعة، وبناء على القياس والمسح الإشعاعي يتم تحديد منطقة الحادث الإشعاعي، والسيطرة على المنطقة ومنع الدخول إليها ووضع الحواجز اللازمة، وعدم ترك منطقة الحادث بدون مراقبة. ثم يجب القيام بإبلاغ ضابط الوقاية الإشعاعية مباشرة لتحديد طريقة معالجة الوضع الأولية بما يضمن اقل مقدار من التعرض، ومن ثم تتم مراجعة هذه الطريقة الموضوعة والتأكد من ملاءمتها للوضع الناشئ.

أثناء المعالجة الأولية للحادث، وفي حال ما تم ملاحظة عدم نجاح هذه الإجراءات، مثل وجود أمكانية لملامسة المصدر أو وصول المادة المشعة للأشخاص المتواجدين، يجب ترك المنطقة فورا والبحث عن المساعدة الفنية لوضع الإجراء الأنسب والمتمثل بإبلاغ السلطات المختصة، وفي حال تمت السيطرة على الحادث، يجب العمل على تقييم الجرعات الإشعاعية فورا وتقييم الحالات المصابة في حال وجودها وعمل الإجراءات الطبية الضرورية، ومن ثم يصار الى إجراء الفحوص الطبية والمعالجة الطبية بناء على مقدار الجرعات، ويجب تنظيف المنطقة وجمع الأدوات والملابس الملوثة والتخلص منها حسب تعليمات التخلص من الفضلات الإشعاعية المتبعة.

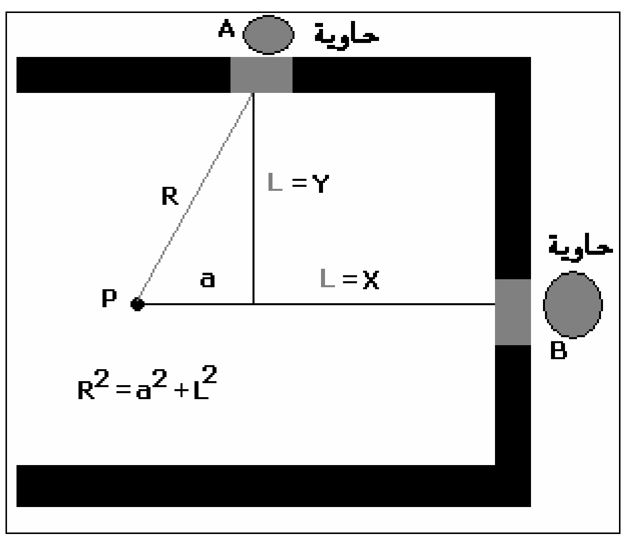
في حال فقدان أو سرقة مصدر مشع أو جهاز إشعاعي، يجب تحديد نوع المصدر المفقود أو المسروق-إذا كان هناك شبهة جنائية- والتأكد من عدم تداول المادة المشعة من قبل أشخاص غير ملمين بنوعها، ويجب إبلاغ ضابط الوقاية الإشعاعية فورا ، ليصار الى البحث عن المصدر باستخدام الأجهزة والمعدات المتوفرة، أو من خلال طلب دعم فني، وفي حال التأكد من وقوع السرقة أو فقدان المصدر، يجب إبلاغ السلطات المختصة بذلك. أما في حال تم العثور

على المصدر يجب التأكد من سلامة المصدر وسلامة الدرع، وإجراء فحوصات التسرب الإشعاعي للمصدر مباشرة، وفي حال وجود شكوك بسلامة المصدر يتم إجراء فحوصات من جهات مخولة بذلك وإذا ما تم التأكد من حدوث ضرر في المصدر يتم إعلان حالة الطوارئ. في حالة الطوارئ الناشئة عن استخدام أجهزة الأشعة السينية يتوجب على المشغل تحديد الحالة التي تستوجب تصنيفها كحالة طوارئ إشعاعية، ومن ثم يتم قطع التيار الكهربائي عن منظومة التصوير، وبعد ذلك يتم عمل المسح والقياس الإشعاعي للتأكد من توقف الأنبوب عن العمل. يجب الانتباه الى عدم تحريك أنبوب الأشعة لحين تسجيل كافة بيانات الحادث مثل موقع الأنبوب واتجاه الشعاع الفعال ووضعية التشغيل وقيمها مثل الجهد والتيار والزمن ، ثم يتم إبلاغ ضابط الوقاية الإشعاعية وتقييم مقدار التعرض الإشعاعي الناتج عن الحادثة ولا يجب استخدام الجهاز لحين عمل الصيانة والإصلاح اللازم.

يجب على ضابط الوقاية الإشعاعية تقييم مقدار التعرض الإشعاعي من خلال نتائج المسح الإشعاعي، والقراءات المسجلة بمقاييس التعرض الشخصي ويجب إبلاغ السلطات المختصة وتقديم تقرير بالحادثة يتضمن كافة المعلومات المتعلقة بالحادث والإجراءات التي تم اتخاذها وذلك بالسرعة الممكنة لاتخاذ الإجراءات المناسبة لمعالجة أثار التعرض الإشعاعي الزائد في حاله رصده والحد من التبعات المترتبة على ذلك.

مثال:

مصدر مشع (أشعة جاما) سقط أثناء العمل الإشعاعي في النقطة P وتم استعمال أداة مناوله طولها متر واحد من اجل وضعه في حاوية من الرصاص، من اجل السيطرة على المصدر،وكان يوجد مخرجين لنقل المصدر عند النقطة A والنقطة B وبعد كلا منهما يساوي 7 أمتار عن نقطة السقوط كما هو مبين في الشكل (11)، ما هو المخرج المناسب والذي يضمن اقل مقدار من التعرض الإشعاعي للشخص الذي يقوم بحمل المصدر ووضعه بالحاوية علما بان سرعته الشخص هي 2 متر/الثانية؟



الشكل (11):عملية نقل المصدر المشع لوضعه في الحاوية عند احد المخرجين بما يقلل مقدار التعرض الإشعاعي.

الحل:

معدل الجرعة الإشعاعية عند النقطة A عبر المسار AP تساوي

$$\frac{dD(y)}{dt} = \dot{D}(y) = E_\gamma \frac{\mu_E}{\rho} \times \frac{A_{Act.}}{4\pi(a^2 + y^2)}$$

و السرعة:

$$dt = \frac{dy}{v}$$

وبالتعويض بقيمة dt فان معدل الجرعة يساوي:

$$dD(y) = \frac{1}{v}\dot{D}(y)dy$$

و الجرعة الممتصة تساوي عبر المسار AP تساوي :

$$D_{AP} = E_\gamma \frac{\mu_E}{\rho} \int_{y=0}^{y=L} \times \frac{A_{Act.}}{4\pi v(a^2 + y^2)} dy = E_\gamma \frac{\mu_E}{\rho} \frac{A_{Act.}}{4\pi v a} \arctan\frac{L}{a}$$

بينما إذا ما تم اختيار المسار BP تكون الجرعة:

$$D_{BP} = E_\gamma \frac{\mu_E}{\rho} \int_{x=0}^{x=a+L} \frac{A_{Act.}}{4\pi v x^2} dx = E_\gamma \frac{\mu_E}{\rho} \frac{A_{Act.}}{4\pi v a} \frac{L}{(a+L)}$$

وبقسمة مقدار الجرعة عبر المسار AP على قيمة الجرعة عبر المسار BP كما يلي:

$$\frac{D_{AP}}{D_{BP}} = \frac{\arctan(L/a)}{(L/a)/(1+L/a)} > 1$$

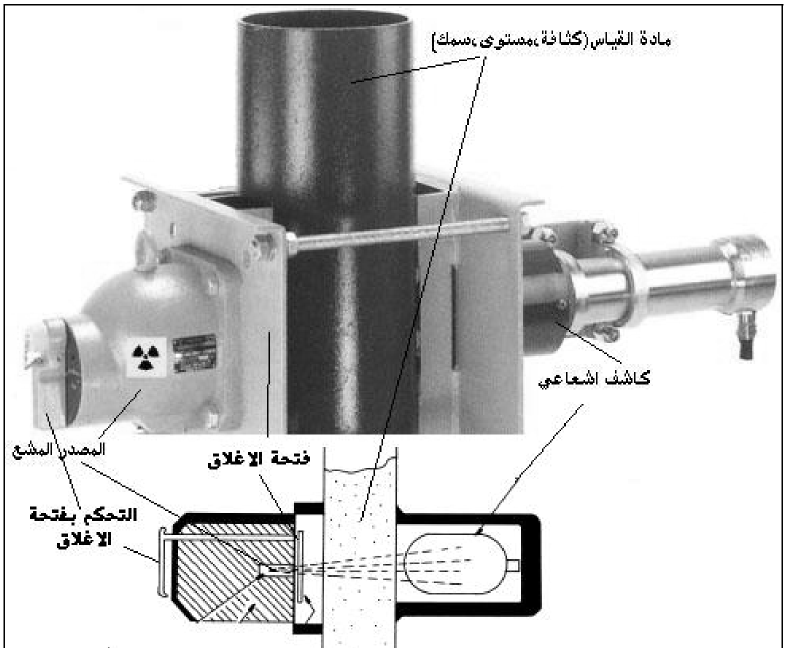
وبذلك يكون مقدار الجرعة عبر المسار BP يضمن اقل تعرض من الجرعة عبر المسار AP .

المقاييس النووية $(Nuclear - Gauges)$ **:**

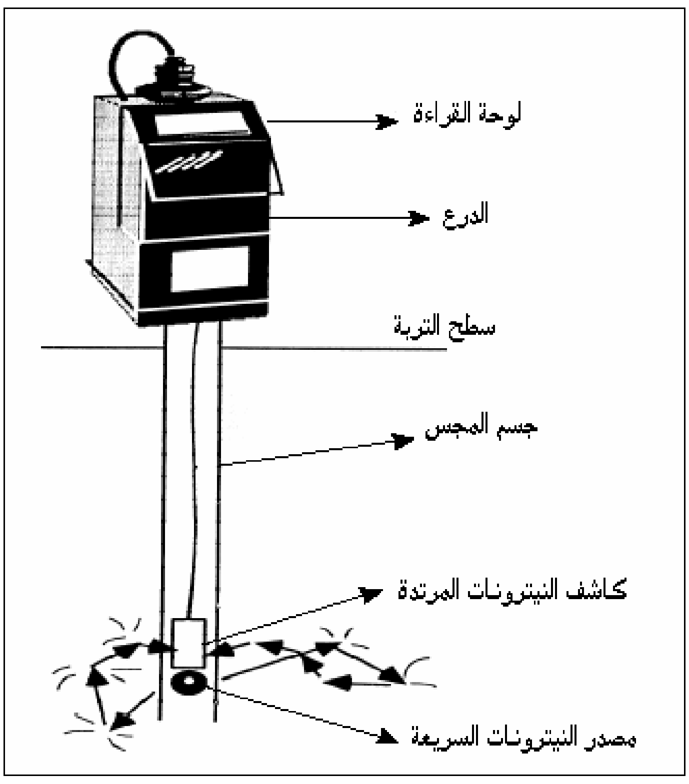
تستخدم المقاييس النووية على نطاق واسع في التطبيقات الصناعية لغايات قياس الكثافة، وقياس المستويات، وقياس الرطوبة والسمك وغيرها من التطبيقات، والمقاييس النووية تحتوي على مصدر مشع مغلق في حافظة مدرعة وكاشف إشعاعي يكون في الغالب من النوع الوميضي يكون المصدر المشع في جهة والكاشف الإشعاعي في الجهة المقابلة وبينهما توجد المادة المراد قياسها في حال قياس الكثافة والسمك كما هو مبين في الشكل (12) وقد يكون كلا من المصدر المشع والكاشف على نفس الجهة في بعض المقاييس الأخرى مثل مقاييس التربة والرطوبة.

يتم القياس بتركيز الحزمة الإشعاعية على المادة مدار القياس بحيث يقوم الكاشف الإشعاعي بقياس مقدار الإشعاع المار من خلال المادة وبالتالي معرفة الكثافة أو السمك من خلال احتساب مقدار الأشعة المارة ومعرفة مقدار التوهين الحاصل يتم معرفة مقدار الكثافة أو السمك أو المستوى أو مقدار التغير بالكثافة أو السمك.

تستخدم أجهزة قياس كثافة التربة وقياس الرطوبة $(Moisture\ and\ density\ gauges)$، كما هو موضح بالشكل (13)، المحتوية على مصادر مشعة في العديد من التطبيقات الزراعية وتتكون هذه المقاييس من مجس يحتوي على مصدر للنيترونات السريعة وكاشف إشعاعي لقياس النيترونات المرتدة التي تتحول الى نيترونات بطيئة نتيجة اصطدامها بمركبات التربة.



الشكل (12): مقياس نووي لقياس الكثافة أو السماكة أو مستوى المادة في الأنبوب.



الشكل (13): المقياس النووي المستخدم لقياس رطوبة التربة .

المصدر النيتروني المستخدم في هذه المقاييس يتكون من إحدى العناصر الباعثة لجسيمات ألفا مع عنصر البريليوم والتي ينتج عن تفاعلها إنتاج نيترونات بطاقة تصل الى 14 مليون إلكترون فولت كما هو موضح أدناه:

$${}_{2}^{4}\alpha + {}_{4}^{9}Be \rightarrow {}_{0}^{1}n + {}_{6}^{12}C$$

غالبا ما تبلغ النشاطية الإشعاعية للمصادر المستخدمة في هذه المقاييس 10-50 ملي كوري وهذه المصادر ينتج عنها أشعة جاما المرافقة لانبعاث جسيمات ألفا لذا يتكون الدرع الإشعاعي من مادة تدريع ملائمة لتوهين أشعة جاما ومادة مناسبة لامتصاص النيترونات السريعة.

بما أن استخدام هذا النوع من المقاييس يترافق مع التعرض للإشعاع المؤين فلا بد من اتخاذ الاحتياطيات الوقائية الملائمة للسيطرة على مقدار التعرض الإشعاعي ووقاية المستخدمين والعامة من الآثار السلبية للإشعاع.لذا فان استخدام المقاييس النووية يتطلب إجراءات وقاية إشعاعية ملائمة تتمثل في الاختيار المناسب للمادة المشعة المستخدمة كمصدر إشعاعي في هذه المقاييس.

عند اختيار المادة المشعة يجب أن تكون ملائمة لنوع الاستخدام المطلوب من حيث نوع الإشعاع والطاقة والنشاط الإشعاعي وعمر النصف الإشعاعي ، بحيث يفضل استخدام المصادر المشعة ذات عمر النصف الإشعاعي المعتدل أو القصير نسبيا بما يتناسب مع العمر الافتراضي لمنظومة القياس ككل بالإضافة الى عدم اختيار العناصر المشعة ذات السمية الإشعاعية المرتفعة والمذكورة في الجدول (3) ما لم تكون ضرورية لإنتاج النيترونات، على سبيل المثال، أو لعدم وجود مادة إشعاعية أخرى للتطبيق المطلوب أكثر ملائمة من هذه المادة.

الجدول (3): العناصر المشعة مرتفعة السمية الإشعاعية.

^{210}Pb	^{210}Po	^{226}Ra	^{228}Ra	^{227}Ac	^{228}Th	^{230}Th	^{231}Pa	^{232}U
^{233}U	^{234}U	^{237}Np	^{238}Pu	^{239}Pu	^{240}Pu	^{241}Pu	^{242}Pu	^{241}Am
^{243}Am	^{242}Cm	^{243}Cm	^{244}Cm	^{245}Cm	^{246}Cm	^{249}Cf	^{250}Cf	^{252}Cf

كما يجب أن تكون المادة ملائمة من حيث الشكل الفيزيائي مع طبيعة الاستخدام، ومن حيث التركيب الكيميائي الذي يضمن استقرار المادة خلال فترة الاستخدام، بالإضافة الى عدم استخدام نشاطية إشعاعية أكثر من الحد الذي يؤدي الى تشغيل منظومة القياس بالكفاءة المطلوبة والتي تؤدي الغرض المقصود.

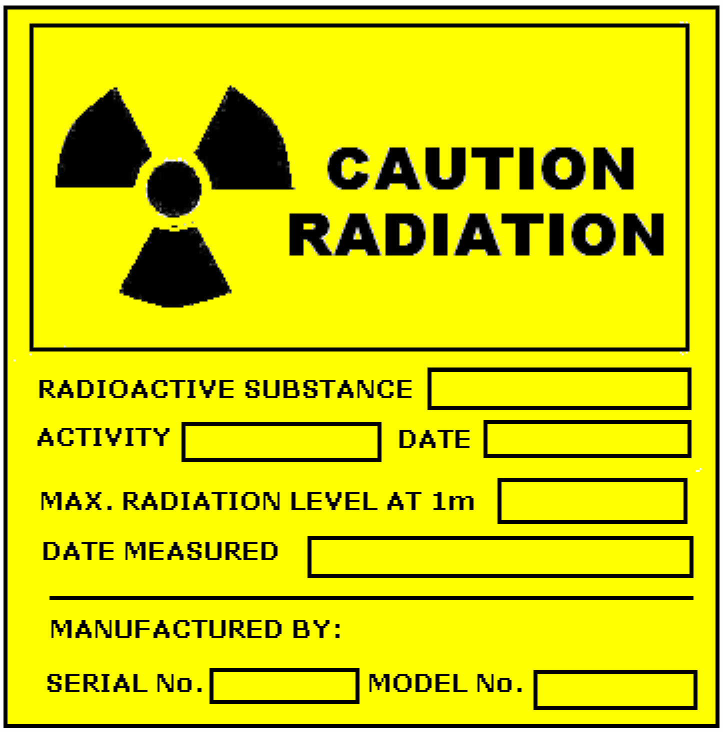
مواصفات المقاييس النووية:

يجب أن تمتاز المقاييس النووية الملائمة للاستخدام بجودة الدرع الإشعاعي وبوابة الإغلاق من وجهة نظر الوقاية الإشعاعية، بحيث يتم احتواء المصدر المشع بشكل ملائم ومتكامل، وان لا تتأثر في حال سقوطها أو نتيجة تعرضها لصدمات خارجية. وان تكون مقاومة للتآكل والصدأ وعوامل الرطوبة والغبار والعوامل الجوية الأخرى وخاصة للمقاييس التي تستخدم في الخارج تحت التأثير المباشر للظروف الجوية. كما يجب أن يكون نظام الإغلاق والتحكم بالمصدر مزود بنظام إغلاق محكم لتامين المصدر وإغلاق الفتحة في وضعية عدم الاستخدام ، مع وجود مؤشر لوضعية التشغيل ووضعية الإغلاق.

يجب أن لا يتجاوز مقدار معدل الجرعة 500 ميكروجري /ساعة عندما يتم تحميل المصدر المشع داخل الدرع، وذلك على بعد 5 سم من سطح الدرع أو 10 مايكروجري/ساعة على بعد متر واحد من سطح الدرع عندما يكون المقياس بوضعية الإغلاق الكامل، كما يجب أن تكون مادة الدرع الإشعاعي من المواد ذات درجة الانصهار العالية، وان لا تقل درجة الانصهار عن 800 درجة مئوية بالإضافة الى مقاومتها للصدمات والأحمال والسقوط من

أماكن مرتفعة. كما يجب أن لا تتأثر هذه المقاييس بالضغوط الميكانيكية والاهتزازات التي قد تؤدي الى تفكك المفاصل المركبة بواسطة البراغي أو التلحيم أو التأثير على منظومة التشغيل والإغلاق أو تضرر نظام التثبيت [128] .

يجب أن تكون المقاييس مصممة من مواد ذات خصائص متناسقة فيزيائيا وكيميائيا وان تكون آمنة من ناحية تفاعلها مع الإشعاع، وان تكون أوزانها معتدلة بحيث لا تتجاوز 50 كيلوغرام لسهولة التركيب والتعامل معها، وخلاف ذلك يجب أن تحتوي على آليات تساعد على سهولة تركيبها والتعامل معها مثل حلقات الحمل أو خطافات التعليق لتسهيل حملها بواسطة الرافعات. كما يجب توسيمها بإشارة تحذيرية خاصة بالمواد المشعة، تكون على شكل نقش أو كلمات، وان تتضمن المعلومات الكاملة عن المصدر المشع وعن النشاط الإشعاعي وقت التنشيط النووي، واسم المادة المشعة ونوع الإشعاع الصادر عنها، ومستوى الإشعاع على السطح، ومستوى الإشعاع على بعد متر واحد من السطح، وأرقام تعريف المصدر واسم المنتج وتاريخ الإنتاج كما هو مبين في الشكل (14) .



الشكل (14): بطاقة تعريف المصدر التي يجب أن يوسم بها المقياس النووي.

متطلبات التخزين والتداول والصيانة والنقل والطوارئ للمقاييس النووية:

عندما يتم تخزين المقاييس النووية يجب أن تكون بوضعية الإغلاق أو أن تكون مدرعة تدريعا كاملا كما لا يجب تخزين المصادر المشعة كمقدمة للاستخدام المحلي أي تخزينها لمدة معينة لغايات إمكانية استخدامها مستقبلا وإنما تحضر المواد المشعة لغايات الاستخدام وليس لغايات التخزين.

يجب تزويد مواقع تخزين المصادر المشعة بالإشارات التحذيرية المناسبة، كما هو مبين بالشكل (15)، كما يجب أن لا يزيد معدل الجرعة الإشعاعية خارج موقع التخزين 2.5 ميكروسيفرت/ساعة. كما يجب تحديد اسم الشخص وكيفية الاتصال به في الحالات الطارئه ووضعه بمكان بارز في موقع التخزين، وان يكون مكان التخزين مؤمن

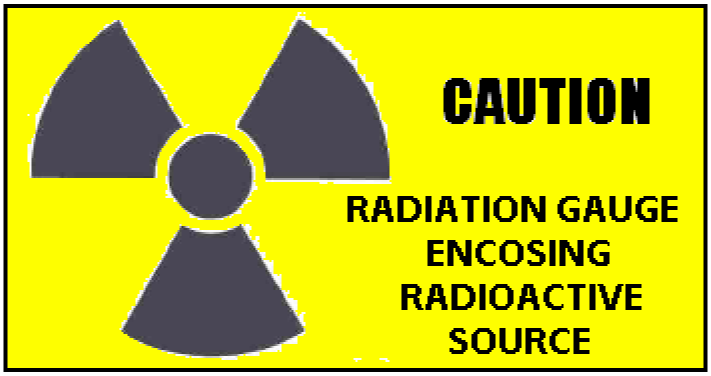
من دخول الأشخاص غير المخولين بالدخول. لا يجوز تخزين المقاييس النووية مع أي مواد أخرى قابلة للاشتعال أو الانفجار أو مع المواد الأكالة أما في حالة تخزين المواد في المختبرات فيجب التأكد من بعدها بمسافة لا تقل عن مترين عن منطقة العمل أو عن أي مواد أخرى كما يفضل عدم ترك المصادر بدون مراقبة مستمرة في حال وتخزينها بمكان غير مسيطر عليه بالكامل.

عندما يتم تداول المقاييس النووية يجب التأكد من معرفة الشخص الذي يتداول المصدر المشع بماهية المصدر المشع، وكيفية تشغيله والتعامل معه ووضع الإشارات التحذيرية المناسبة في منطقة العمل (الشكل 16) مع التأكد من عدم بقاء العامل بجانب المقياس بعد تشغيلية وإذا تطلب الأمر وجود عاملين أثناء التشغيل يجب إبقاء اقل عدد ممكن من العاملين أثناء تشغيل الجهاز والابتعاد قدر الامكان عن المصدر المشع. كما يجب عدم وضع المقياس بمكان يمكن أن يكون عرضة للصدمة من قبل المركبات أو الآلات الميكانيكية الأخرى أو احتمالية التعرض لحوادث مختلفة.

الشكل (15): نموذج للإشارات التحذيرية التي توضع على مواقع التخزين.

يجب إبعاد الأشخاص لمسافة لا تقل عن 4 أمتار عند البدء باستخدام أجهزة القياس النووي المتنقلة، باستثناء المشغل المباشر، الذي يجب أن يبتعد عن المصدر أثناء عمل الجهاز، كما يجب الانتباه لعدم توجيه أسفل المجس باتجاه الشخص، أو أن يحاول المشغل الإطلاع على أسفل المجسم، لان هذا الأمر يجعله في نطاق الإشعاع الفعال. يجب فحص نظام الإغلاق قبل بدء التشغيل وبعدة، والتأكد من صلاحية المنظومة ككل، والتأكد من عدم إصابتها بأي أضرار، وعند معاينة أسفل المجس، يجب أن تتم المعاينة باستخدام مرآة وتجنب المعاينة المباشرة، كما يجب التأكد من وضعية الإغلاق للجهاز في حال عدم استخدامه.

تحتاج المقاييس النووية الى عمليات صيانة وإصلاح وعمليات تنظيف روتينية، ومعظم عمليات الإصلاح تتم في المنظومة الالكترونية أو لنظام الفتح والإغلاق الميكانيكي ، لذا يجب أن تتم الصيانة فقط من قبل شخص مؤهل ومخول بذلك، بالإضافة الى تأهيله في مجال الوقاية الإشعاعية بما يمكنه من التعامل مع المادة المشعة الموجودة في هذه الأجهزة، ويجب أن تتم عمليات التنظيف وفحص نظام الإغلاق من قبل شخص مؤهل، ويجب تجنب التعرض المباشر للإشعاع، من خلال تجنب الوقوف في مجال الإشعاع الفعال أو توجيه الشعاع الفعال إليه مباشرة، ويجب كذلك أن تتم عملية التنظيف والفحص باستخدام الأدوات والمعدات المناسبة مثل الفراشي الطويلة، والمفكات التي لا يقل طولها عن 20 سم، وعدم حمل القطع مباشرة وإنما باستخدام الزردية للمحافظة على بقاء الشخص على مسافة مناسبة من المصدر المشع، ويجب ان تتم هذه العملية من الزاوية المعاكسة لاتجاه الشعاع الفعال.



الشكل (16): نموذج للإشارات التحذيرية التي توضع أثناء العمل.

تحتاج المقاييس النووية لإجراء فحوصات التسرب الإشعاعي بشكل سنوي من قبل شخص مؤهل لإجراء هذا الفحص باستخدام قطعة من القطن أو الصوف أو الورق الصحي لمسح سطح درع المصدر وفتحة الإغلاق ومفاصل المجس أو الجهاز وفي وضعية الإغلاق ومن ثم تأخذ المسحة باستخدام أداة لحملها ثم يتم قياسها. ويجب أن لا يتجاوز مقدار التسرب 200 بيكريل [141] وبعكس ذلك يجب الإبلاغ بذلك واستبعاد المصدر من الخدمة وفي حال كان مقدار التسرب ضمن الحدود المسموح بها يجب توثيق النتائج وتاريخ إجراء الفحص لغايات التفتيش الدوري.

إجراء قياسات المسح الإشعاعي قد لا تكون ضرورية في حال وجود عدد محدد من المقاييس ولكن في حال استخدام عدد كبير من المقاييس النووية يجب توفير أجهزة القياس والمسح الإشعاعي ، أما بالنسبة لقياس مقدار التعرض الإشعاعي الشخصي فهو ضروري جدا سواء للمؤسسة الصغيرة أو الكبيرة على حد سواء من خلال توفير وضحات القياس الإشعاعي الشخصي ويجب على العاملين المصنفين كعاملين إشعاعيين وضع هذه الوضحات عند ممارسة القياس أو الصيانة وأثناء القيام بكافة الأعمال المرتبطة بالتعامل مع المصادر المشعة.

عند القيام بنقل المقاييس النووية يجب استخدام وسيلة نقل آمنه مثل الشاحنات المغلقة، ويجب تثبيت المقياس بشكل جيد أثناء عملية النقل، وان يكون المصدر بوضعية الإغلاق، ويجب وضع الإشارات التحذيرية المناسبة للخطر الإشعاعي على وسيلة النقل مع التعليمات اللازمة لحالات الطوارئ الإشعاعية، تتضمن أسماء الأشخاص المسؤولين في حال وقوع حادث، وكيفية الاتصال بهم، ولا يجوز نقل المصادر المشعة مع المسافرين في نفس المركبة، ما لم يتم التأكد من عدم تعرضهم للإشعاع بأي شكل من الإشكال، وذلك بوضعها في مكان بعيد عن السائق والركاب، وإذا استدعى الأمر وضع دروع لضمان عدم تعرض الركاب للإشعاع.

إجراءات الطوارئ الإشعاعية يجب أن تضمن منع تعرض العاملين والعامة للخطر الإشعاعي أو الحد من هذا التعرض في حال وقوعه ومن ثم تعطى الأولوية لعلاج الإصابات أن وجدت. في حالة تعرض المقاييس النووية لأي خطر يهدد سلامة المصدر المشع مثل الحريق يجب العمل على إبعاد الجهاز من منطقة الخطر إذا كان من النوع المتنقل ، أو تجنيب تعرض المصدر للنيران إذا كان من النوع الثابت أما في حال سقوط المصدر أو تعرضه لصدمات عنيفة ، يجب التأكد من عدم تضرر المصدر والدرع الواقي لأي تلف قد يؤدي الى خروج المصدر أو تتك الغلاف الذي يمكن أن يؤدي الى التلوث وذلك بفحص المصدر والدرع من على بعد 5 أمتار ثم تبدأ عملية القياس والاقتراب من المصدر في

حال كان مستوى الإشعاع لا يستدعي القلق وإذا دعت الحاجة لإعلان حالة الطوارئ يتم إعلانا بعد تقييم مقدار الخطر الناتج.

أما إذا كان هناك شبهة باحتمال تلف المقياس أو المصدر يجب اتخاذ الاحتياطيات اللازمة لعدم مسك المصدر والاقتراب منه لغاية إجراء الفحوصات التي تؤكد سلامة أو عدم سلامة المصدر والدرع وفي حال تحقق الشبهة في تلف المصدر يجب استخدام الحواجز الوقاية وارتداء الملابس الواقية لمعالجة الوضع الناشئ وذلك بمنع انتشار المادة المشعة وعدم لمس المصدر أو أي شيء يقع في محيط المصدر قبل التأكد من خلوه من التلوث الإشعاعي ، واستخدام القفازات والأقنعة المناسبة لضمان عدم لمس أو استنشاق المادة المشعة أثناء احتواء التلوث الإشعاعي.

كما يجب إقامة الحواجز الواقية في محيط المصدر المشع ومنع الدخول لمنطقة الحادث لحين تامين المصدر واحتواء المادة المشعة ومن ثم يجب تنظيف مكان الحادث ومعالجة الفضلات الناتجة عن عملية التنظيف كفضلات مشعة وأثناء القيام بذه العملية يجب استخدام أجهزة القياس ومقاييس الجرعة الشخصية المزودة بنظام الإنذار والعمل على تقدير الجرعات التي تعرض لها المعنيين بمعالجة الحادث والتأكد من خلو منطقة الحادث من التلوث الإشعاعي وكذلك يجب إبلاغ السلطات أما لطلب المساعدة الفنية أو للتقرير بشان الحادثة.

في حال الانتهاء النهائي من استخدام المصدر المشع يجب إعلام السلطات المختصة ليتم التخلص من المصدر إما بإعادته الى المنتج أو التخلص منه كنفايات مشعة بعد معالجته من قبل هيئة مختصة ومخولة بذلك.

Reference:

[1] AAPM, Code of Practice for Radiotherapy Accelerators. AAPM Report No. 47, Medical Physics, Vol. 21, No. 7, (1994).

[2] AAPM, Protocol for Clinical Dosimetry of High-Energy Photon and Electron Beams. Medical Physics, Vol. 26, Issue 9 (1999). Radiation Therapy Committee Task Group #51.

[3] AAPM, Protocol for determination of absorbed dose from high-Energy photons and electrons beam. Medical Physics, Vol. 10, Issue 6(1983), Task Group #21.

[4] Allisy A et al. Quantities and Units in use for Radiation Protection. ICRU News December: 5-9, (1991).

[5] American National Standard. Personnel Dosimetry Performance Criteria for Testing, ANSI/HPS N13.11, Health Physics Society (2001).

[6] American National Standards Institute, Radiological Safety Standards for the Design of Radiographic and Fluoroscopic Industrial X Ray Equipment, ANSI PB-270 970 (1977).

[7] Approval and Test Specification – Medical Electrical Equipment Part 1.3: General Requirements for Safety - Collateral Standard: Requirements for Radiation Protection in Diagnostic X-Ray Equipment' AS/NZS 3200.1.3:(1996).

[8] Atomic Energy Control Board. Working Safely with Nuclear Gauges, Canada, (2002).

[9] Beatson Oncology Center, Glasgow, The radiobiological basis of the total body irradiation, The British Journal of Radiology, 70 (1997), 1204-1207.

[10] Birght Dorschel et al. The physics of radiation protection. Nuclear Technology Publishing, (1995).

[11] Blatt. Frank J. Modern Physics, McGraw Hill, Ch 15, Ch 14 (1992).

[12] British Committee on Radiation Units and Measurements, New quantities in radiation protection and conversion factors, Radiat. Prot. Dosim. 14, 337–343, (1986).

[13] Bureau International Des Poids Et Mesures, Le Système International d'Unités (DI), 4th edition (1981);The Quality Factor in Radiation Protection, ICRU Rep-40, Bethesda, MD (1981).

[14] Bushong SC, 'Radiologic Science for Technologists - Physics, Biology, and Protection', 5th Ed., CV Mosby, St. Louis: (1993).

[15] Canadian safety code 27, Requirements for Industrial X Ray Equipment: Use and Installation, 87 EHD-130 (1986).

[16] Cember H. Introduction to health physics. Pergaman Press Inc. second edition: Pages: 261-262, (1985).

[17] Champlong, P., et al., "Neutron reference radiations for calibrating neutron measuring devices used for radiation protection purposes and for determining their response as a function of neutron energy", Neutron Dosimetry in Biology and Medicine (Proc. 4^{th} Symp. Munich-Neuherberg, 1981), Rep. EUR-7448, Vol. 1, CEC, Luxembourg 3387–394, (1981).

[18] Chen R. and Leung P. L. A model for dose-rate dependence of thermoluminescence intensity. Applied physics. Vol. 33: Pages: 846-850, (2000).

[19] Christensen's, Physics of Diagnostic Radiology - by Thomas S. Iii Curry, James E. Dowdey, Robert C., Jr Murry- 4th Edition- ISBN 0-8121-1310-1.

[20] Chun Li et al. A patient dose verification program using diode detectors. Medical Dosimetry. 20, No. 3: Pages: 209-214, (1995).

[21] Commission of the European Communities, Operational Quantities for Use in External Radiation Protection Measurements, An Investigation of Concepts and Principles, Rep. EUR-8346 EN, CEC, Luxembourg (1983).

[22] Cross et al. Beta ray dose distributions from skin contamination. Radiat Protect Dosim; 40:149-162, (1992).

[23] Cross et al. Beta ray dose distributions from skin contamination. *Radiat Protect Dosim*; 40:149-162 (1992).

[24] Dam J. V. and Marinello G. Methods for in vivo Dosimetry in external radiotherapy. ESTRO and Garant. 1st Edition: (1994).

[25] David P. Hickman. In vivo measurements. Internal radiation dosimetry, Health physics society,393-408, (1994).

[26] Doll R. and Wakeford R. Risk of childhood cancer from fetal irradiation. The British Journal of Radiology, Vol. 70:130-139, (1997).

[27] Driscall M. H. et al. Annealing procedures for commonly used radiothermoluminscent materials. Radiat. Prot. Dosim. 14. No. 1: 17-32, (1986).

[28] Ebert, P.J., Gaines, J.L., Leipelt, G.R., Production of monoenergetic X-ray sources of known absolute intensity, Nucl. Instrum. Methods 99: 29–34,(1972).

[29] Eisenhauer, C.M., Hunt, J.B., Schwartz, R.B., Calibration techniques for neutron personal dosimetry, Radiat. Prot. Dosim. 10 :43–57,(1985).

[30] Eisenhauer, C.M., Schwartz, R.B., McCall, R.C., Effect of Air Scatter on Calibration of Instruments for Detecting Neutrons, Radiat. Prot. Dosim. 19: 77–84, (1987).

[31] Eisenhauer, C.M., Schwartz, R.B., Review of scattering corrections for calibrations of neutron instruments, Trans. Am. Nucl. Soc. 55: 217–218, (1987).

[32] Faiz M. K. The physics of radiation therapy. Williams & Wilkins. 2nd Edition, (1994).

[33] Friedman W. A. et al. Linac Radiosurgery A Practical Guide. Springer: 57-96, (1997).

[34] George L. Voelz and Jerrold T. Bushberg. Medical management of internal contamination accidents. Internal radiation dosimetry, Health physics society,595 -608, (1994).

[35] Griffith, R., Hankins, D.E., Gammage, R.B., Tommasino, L., Recent developments in personnel neutron dosimeters – A review, Health Phys. 36: 235-242,(1979).

[36] Groenewald W, Wasserman H. Constants for calculating ambient and directional dose equivalents from radionuclide point sources. Health Physics; 58: 655-658,(1990).

[37] Groenewald W, Wasserman H. Constants for calculating ambient and directional dose equivalents from radionuclide point sources. Health Physics; 58: 655-658, (1990).

[38] Gunilla C. B. et al. Radiation therapy planning. Macmillan Publishing Company. 2nd edition, (1992).

[39] Halden, B., Dyer, A., Graphic resolving of gamma spectra, Health physics. 10: 265-269, (1964).

[40] Hankins, D.E., Phantoms for calibrating albedo neutron dosimeters, Health Phys. 39: 580–584, (1982).

[41] Harris C. K. et al. A comparison of the effectiveness of thermoluminescent Crystals for clinical dosimetry. Medical physics. 24(9):1527-1529, (1997).

[42] Hiffnar, E.J., Phelps, M.E., Production of monoenergetic X-rays from 8–87 keV, Phys. Med. Biol. 19:19–35, (1974).

[43] Hirning Ross. Detection and determination limits for TLD Dosimetry. Health Physics. Vol. 62,: 223-227, (1992).

[44] Horowitz, Y. Fading in LiF:Mg,Ti. Radiat. Prot. Dosim. 32: 147-148, (1990).

[45] http://physics.nist.gov/ - National Institute of Standards and Technology – USA

[46] Hubbell, J.H. Bibliography of Photon Total Cross Section (Attenuation Coefficient) Measurements 10 eV to 13.5 GeV, 1907-1993, NISTIR 5437, (1994).

[47] Hubbell, J.H. Photon Mass Attenuation and Energy-Absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV, Int. J. Appl. Radiat. Isot. 33: 1269-1290, (1982).

[48] Huyskens D. et al. Practical guidelines for the implementation of in vivo dosimetry with diodes in external radiotherapy with photon beams. Physics for clinical radiotherapy. Booklet No. 5. 1st edition: European Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ESTRO), (2001).

[49] I A Tsalafoutas, E Yakoumakis, and P Sandilos. A model for calculating shielding requirements in diagnostic X-ray facilities. British Journal of Radiology 76, 731-737, (2003).

[50] IAEA, Schedules of Requirements for the Transport of Specified Types of Radioactive Material Consignments (As Amended 1990), Safety Series No. 80, Vienna (1990).

[51] IAEA, Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water, Technical Reports Series No. 398, (2001)

[52] IAEA, Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams: An International Code of Practice, 2nd Edition, Technical Reports Series No. 277, (1997).

[53] IAEA, Assessment of Occupational Exposure due to Intakes of Radionuclides, Safety Standards Series No. RS-G-1.2, IAEA, Vienna (1999).

[54] IAEA, Calibration of radiation protection monitoring instruments , IAEA Safety Reports Series, No. 16, Vienna (2000).

[55] IAEA, Radiation doses in diagnostic radiology and methods for dose reduction, IAEA-TECDOC-796, Vienna (1995).

[56] IAEA, Classification of Radioactive Waste, Safety Series No. 111-G-1.1, , Vienna (1994).

[57] IAEA, Compendium of Neutron Spectra and Detector Responses for Radiation Protection Purposes, Technical Reports Series, No. 318, IAEA, Vienna (1990).

[58] IAEA, Establishing a National System for Radioactive Waste Management, Safety Series No. 111-S-1, Vienna (1995).

[59] IAEA, Radiation protection in diagnostic radiology. Basic medical radiation safety training package, Vienna, (2001).

[60] IAEA, Radiation protection in nuclear medicine. Basic medical radiation safety training package, Vienna, (2001).

[61] IAEA, International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources, Safety Series No. 115, IAEA, Vienna (1996).

[62] IAEA, Lessons Learned from Accidents in Industrial Radiography, Safety Reports Series No. 7, Vienna (1998).

[63] IAEA, Manual of Dosimetry in Radiotherapy, Technical Reports Series No. 110, Vienna (1970).

[64] IAEA, Measurement of radionuclides in food and the environment. Technical reports series. No. 295.(1989).

[65] IAEA, Occupational Radiation Protection, Safety Standards Series No. RS-G-1.1, IAEA, Vienna (1999).

[66] IAEA, Practical Radiation Safety Manual on Gamma Radiography, IAEA-PRSM-1 (Rev.1), Vienna (1996).

[67] IAEA, Radiation protection and safety in industrial radiography, Safety Reports Series No. 13, Vienna (1999).

[68] IAEA, Radiation Protection and the Safety of Radiation Sources, Safety Series No. 120, IAEA, Vienna (1996).

[69] IAEA, Practical Radiation Technical Manual, Health effects and medical surveillance, Vienna (1998).

[70] IAEA, Regulations for the Safe Transport of Radioactive Material, 1996 Edition, Safety Standards Series No. ST-1, Vienna, (1996).

[71] IAEA, Safety Standards Series, Radiological Protection for Medical Exposure to Ionizing Radiation. No. RS-G-1.5, (2004).

[72] IAEA, Training in radiation protection and the safe use of Radiation sources.. No. SRS-20, (2001).

[73] IAEA,. Absorbed dose determination in photon and electron beams. An international code of practice, Technical Reports Series No. 277, Vienna, Austria (1987).

[74] IAEA,. Radiation protection in radiotherapy. Basic medical radiation safety training package, Vienna, (2001).

[75] IAEA. Intercomparison for Individual Monitoring of External Exposure to Photon Radiation, TEC. DOC. Results of a Co-ordinated Research Project (1996-1998).

[76] International Commission on Radiation Units and Measurements, Conceptual Basis for the Determination of Dose Equivalent, Rep. ICRU-25, Bethesda, MD (1976).

[77] International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU, Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures, ICRU Rep. 24, ICRU Publications, Bethesda, Maryland (1976).

[78] International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU, *Radiation Quantities and Units,* Report 33, (Bethesda, MD), (1980).

[79] International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU, *Stopping Powers for Electrons and Positrons,* Report 37, (Bethesda, MD), (1984).

[80] International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU, *Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement,* Report 44, (Bethesda, MD), (1989).

[81] International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU,. Absorbed dose specification in nuclear medicine. report No. 67, (Bethesda, MD), 2002.

[82] International Commission On Radiation Units And Measurements, ICRU, Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry, Report No. 51, ICRU, Bethesda, MD (1993).

[83] International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU, Microdosimetry, ICRU Rep. 36, ICRU Publications, Bethesda, Maryland, (1980).

[84] International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU, Radiation Dosimetry: X Rays Generated at Potentials of 5 to 150 kV, Rep. ICRU-17, Bethesda, MD (1970).

[85] International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU, Radiation Quantities and Units, Rep. ICRU-19, Bethesda, MD (1971).

[86] International Commission on Radiological Protection *,* ICRP 62, Summary of the Current ICRP Principles for Protection of the Patient in Diagnostic Radiology', Pergamon, Oxford: (1993).

[87] International Commission on Radiological Protection, General Principles for the Radiation Protection of Workers, ICRP Publication No. 75, Pergamon Press, Oxford and New York (1997).

[88] International Commission on Radiological Protection*,* ICRP 60, Recommendations of the International Commission on Radiological Protection', Pergamon, Oxford: (1991).

[89] International Commission on Radiological Protection, ICRP report 17: Data for Use in Protection against External Radiation, Annals of the, Nos 2/3, Pergamon Press (1987).

[90] International Commission on Radiological Protection, ICRP, Report 27 : Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 27, Annals of the ICRP, Pergamon, Oxford, (1977).

[91] International Commission on Radiological Protection, ICRP, Report 30 : Limits for intakes of radionuclides by workers. Pergamon, Oxford, (1979).

[92] International Commission on Radiological Protection, ICRP, Report 34 : Protection of the patient in Diagnostic Radiology, Pergamon, Oxford, (1982).

[93] International Commission on Radiological Protection, ICRP, Report 44 : Protection of the patient in Radiation Therapy, Pergamon, Oxford, (1985).

[94] International Commission on Radiological Protection, ICRP, Report 61 : Annual Limits on Intake of Radionuclides by Workers Pergamon, Oxford, (1991).

[95] International Commission on Radiological Protection, International Commission On Radiation Units And Measurements, Conversion Coefficients for Use in Radiological Protection Against External Radiation, Report of the Joint Task Group, ICRP Publication No. 74, ICRU Report No. 57, Pergamon Press, Oxford and New York (1997).

[96] International Commission on Radiological Protection, Protection against Ionizing Radiation from External Sources, ICRP Publication 21, ICRP (1973).

[97] International Commission on Radiological Protection, Recommendations of the International Commission on Radiological

Protection, ICRP Publication No. 60, Pergamon Press, Oxford and New York (1991).

[98] International Commission on Radiological Protection, Statement and Recommendation of the 1980 Brighton Meeting of the ICRP, Annals of the ICRP 4, Nos. 3/4, Pergamon Press, Oxford (1980).

[99] International Commission on Radiological Protection, Statement from the 1978 Stockholm Meeting of the ICRP, Annals of the ICRP-2, No. 1, Pergamon Press, Oxford (1979).

[100] International Commission on Radiological Protection, The Biological Basis for Dose Limitation in the Skin, ICRP Publication No. 59, Pergamon Press, Oxford and New York (1991).

[101] International Commission on Radiological Protection. Individual monitoring for internal exposure of workers. ICRP Publication 78, (1998).

[102] International Commission on Radiological Protection. General principles for the radiation protection of workers. ICRP Publication 60. Annals of the ICRP. Vol. 27. Issue1, (1997).

[103] International Commission on Radiological Protection. Human Respiratory Tract Model for Radiological Protection. ICRP Publication 66, (1994).

[104] International Commission on Radiological Protection. Pregnancy and medical radiation. ICRP Publication 84. Annals of the ICRP. Vol. 30. Issue1: 1-39, (2000).

[105] International Organization For Standardization, Exposure Meters and Dosimeters: General Methods of Testing, ISO 4071, Geneva (1978).

[106] International Organization for Standardization, General Principles Concerning Quantities, Units and Symbols, Rep. ISO-31/0, Geneva (1981).

[107] International Organization for Standardization, Guide to Expression of Uncertainty in Measurement, ISO, Geneva (1993).

[108] International Organization for Standardization, ISO 3999, Apparatus for Industrial Gamma Radiography Specifications for Performance, Design and Tests, ISO/TC 85/SC 2N 78, ISO, Geneva (1994).

[109] International Organization for Standardization, Sealed Radioactive Sources Leakage Test Methods, ISO/TC 85/SC 2N 390, ISO, Geneva (1988).

[110] IPEM, The Institute of Physics and Engineering in Medicine, Report no. 75, (1997)

[111] Johns, H. E.: Cunningham, J. R. The physics of radiology. Springfield, IL: Charles C. Thomas. 4th Edition, (1983).

[112] Jones B. et al. The role of biologically effective dose (BED) in clinical oncology. Clinical Oncology. Vol. 13: 71-81, (2001).

[113] L.B Beentjes and C.W.M. Timmermans. Patient dose in the Netherlands. Radiation protection dosimetry. Volume 36 No. 2/4:265-268, (1991).

[114] M. Stoval, C.R. Blackwell, J. Cundiff et al., Fetal dose from radiotherapy with photon beams: Report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 36. Med. Phys 22: 63–82, (1995).

[115] Majali M. Estimation of the peripheral dose in radiotherapy. M. Sc. Thesis. Czech Technical University in Prague. Faculty of nuclear science and physical engineering, (2002).

[116] Majali M. et al. Measurement of the peripheral dose for Linac stereotactic radiotherapy. Radiat. Prot. Dosim. Vol. 106 (3): 247-252, (2003).

[117] Marples et al. Low dose hyper-radio sensitivity and increased radio resistance in mammalian cell. Int. J. Radiat. Biol. 71: 721-735, (1997).

[118] Martin James, Physics for radiation protection, Join Wiley & Sons, INC.(2000).

[119] McKinley F. Thermoluminescence Dosimetry. Medical Physics Handbook: 5. Adam Hilger Ltd: (1981).

[120] Mendenhall W. Introduction to probability and statistics. Duxbury Press. 6th Edition, (1983).

[121] Milton J S. Statistical methods in the biological and health sciences. McGraw-Hill, Inc. 2nd edition, (1992).

[122] Ministry of Health of Canada, Radiation Protection and Safety for Industrial X-ray Equipment, Safety Code 34, , ISBN 0- 662- 35570- 9, (2003).

[123] National Bureau of Standards Handbook 76, , Washington, D.C. (1961).

[124] National Council on Radiation Protection and Measurements. NCRP-report 49. (1976).

[125] National Council on Radiation Protection and Measurements. NCRP-report 51. (1977).

[126] National Health and Medical Research Council, Code of Practice for the Safe Use of Soil Density and Moisture Gauges containing Radioactive Sources, Australian Radiation Laboratory, Canberra, Australia, (1984).

[127] National Health and Medical Research Council, Code of practice for the safe use of industrial radiography equipment, Radiation health series (31), Australian Radiation Laboratory, Canberra, Australia, (1989).

[128] National Health and Medical Research Council, Code of Practice for the Safe Use of radiation Gauges, Australian Radiation Laboratory, Canberra, Australia, (1982).

[129] Nelson W. R. and Shore R. A. Unwanted photon and neutron radiation resulting from collimated photon beam interacting with the body of radiotherapy patients. Medical physics. Vol. 9(1): 27-33, (1982).

[130] Nelson W. R. and Shore R. A. Unwanted radiation produced by leakage neutrons from medical electron accelerators. Medical physics. Vol. 9(1): 34-36, (1982).

[131] Nuclear data extracted from NCRP Report No 58, A Handbook of Radioactivity Measurements Procedures (1985).

[132] P Dendy, Addenbrookes, B . Heaton. Physics for Diagnostic Radiology, 2nd Edition, ISBN-0750305908, (1999).

[133] Phillips M. H. Physical Aspects of Stereotactic Radiosurgery. Plenum Publishing Corporation. (1993).

[134] Snyder et al. estimates of (MPC) for occupational exposure to Sr. Health physics. 10:171-182; (1964).

[135] Singh P. Narayani. Measurements for In vitro bioassay of radionuclide. Internal radiation dosimetry, Health physics society,409 -430, (1994).

[136] T. Kron, et al. X-ray surface dose measurements using TLD extrapolation. Medical Physics. Vol. 20: 703-711, (1993).

[137] The National Council on Radiation Protection. Influence of dose and its distribution in time on dose-response relationship for low-LET radiation. Report No. 64, (1980).

[138] The State Library in Pretoria, Code of practice for industrial radiography x-ray radiography, The SA Library in Cape Town, (2002).

[139] Turner J. E. Atoms, Radiation and Radiation Protection. Pergamon Press Inc., NY: 1st Edition, (1986).

[140] U.S. Department of Energy. Standard for the Performance Testing of Personnel Dosimetry Systems. DOE Laboratory Accreditation

Program for Personnel Dosimetry Systems. Washington, D.C. 20545 (1986).

[141] United States Department of Agriculture, Permit Conditions for Moisture / Density Gauges, http://www.rss.usda.gov/gaugepc.htm.

[142] Wesley E. Bolch. Physical and chemical interaction of radiation with living tissues. Internal Radiation Dosimetry. Health physics society, Medical physics publishing, Madison, Wisconsin, (1994).

[143] WHO: (RAD / 94. 1) WHIS-RAD – World Health Imaging System for Radiography (1994).

[144] www.newcastle.edu.au. Radiation Safety Manual, The University of Newcastle, Australia.

[145] www.nmsu.edu, New Mexico State University Radiation Safety Manual, USA.

[146] www.cs.nsw.gov.au, Royal Prince Alfred Hospital, Australia.

Table 1. SI base units

Base quantity	SI base unit Name	SI base unit Symbol
length	meter	m
mass	kilogram	kg
time	second	s
electric current	ampere	A
thermodynamic temperature	Kelvin	K
amount of substance	mole	mol
luminous intensity	candela	cd

Table 2 . SI prefixes

Factor	Name	Symbol
10^{24}	yotta	Y
10^{21}	zetta	Z
10^{18}	exa	E
10^{15}	peta	P
10^{12}	tera	T
10^{9}	giga	G
10^{6}	mega	M
10^{3}	kilo	k
10^{2}	hecto	h
10^{1}	deka	da

Factor	Name	Symbol
10^{-1}	deci	d
10^{-2}	centi	c
10^{-3}	milli	m
10^{-6}	micro	µ
10^{-9}	nano	n
10^{-12}	pico	p
10^{-15}	femto	f
10^{-18}	atto	a
10^{-21}	zepto	z
10^{-24}	yocto	y

The Periodic Table

IA	IIA	IIIB	IVB	VB	VIB	VIIB	VIIIB	VIIIB	VIIIB	IB	IIB	IIIA	IVA	VA	VIA	VIIA	VIIIA
H 1 1.01																	He 2 4.00
Li 3 6.94	Be 4 9.01											B 5 10.81	C 6 12.01	N 7 14.01	O 8 16.00	F 9 19.00	Ne 10 20.18
Na 11 22.99	Mg 12 24.31											Al 13 26.98	Si 14 28.09	P 15 30.97	S 16 32.07	Cl 17 35.45	Ar 18 39.95
K 19 39.10	Ca 20 40.08	Sc 21 44.96	Ti 22 47.88	V 23 50.94	Cr 24 52.00	Mn 25 54.94	Fe 26 55.85	Co 27 58.93	Ni 28 58.69	Cu 29 63.55	Zn 30 65.39	Ga 31 69.72	Ge 32 72.61	As 33 74.92	Se 34 78.96	Br 35 79.90	Kr 36 83.80
Rb 37 85.47	Sr 38 87.62	Y 39 88.91	Zr 40 91.22	Nb 41 92.91	Mo 42 95.94	Tc 43 (97.9)	Ru 44 101.07	Rh 45 102.91	Pd 46 106.42	Ag 47 107.87	Cd 48 112.41	In 49 114.82	Sn 50 118.71	Sb 51 121.76	Te 52 127.60	I 53 126.90	Xe 54 131.29
Cs 55 132.91	Ba 56 137.33	La 57 138.91	Hf 72 178.49	Ta 73 180.95	W 74 183.85	Re 75 186.21	Os 76 190.2	Ir 77 192.22	Pt 78 195.08	Au 79 197.97	Hg 80 200.59	Tl 81 204.38	Pb 82 207.2	Bi 83 208.98	Po 84 (209)	At 85 (210)	Rn 86 (222)
Fr 87 223.02	Ra 88 226.03	Ac 89 227.03	Rf 104 (261)	Db 105 (262)	Sg 106 (263)	Bh 107 (262)	Hs 108 (265)	Mt 109 (266)									

Ce 58 140.12	Pr 59 140.91	Nd 60 144.24	Pm 61 (145)	Sm 62 150.36	Eu 63 152.97	Gd 64 157.25	Tb 65 158.93	Dy 66 162.50	Ho 67 164.93	Er 68 167.26	Tm 69 168.93	Yb 70 173.04	Lu 71 174.97
Th 90 232.04	Pa 91 231.04	U 92 238.03	Np 93 237.05	Pu 94 (240)	Am 95 243.06	Cm 96 (247)	Bk 97 (248)	Cf 98 (251)	Es 99 252.08	Fm 100 257.10	Md 101 (257)	No 102 259.10	Lr 103 262.11

Mass attenuation coefficients

OXYGEN Z = 8

Energy (MeV)	Attenuation μ/ρ (cm^2/g)	μ_{en}/ρ (cm^2/g)
1.00000E-03	4.590E+03	4.576E+03
1.50000E-03	1.549E+03	1.545E+03
2.00000E-03	6.949E+02	6.926E+02
3.00000E-03	2.171E+02	2.158E+02
4.00000E-03	9.315E+01	9.221E+01
5.00000E-03	4.790E+01	4.715E+01
6.00000E-03	2.770E+01	2.708E+01
8.00000E-03	1.163E+01	1.116E+01
1.00000E-02	5.952E+00	5.565E+00
1.50000E-02	1.836E+00	1.545E+00
2.00000E-02	8.651E-01	6.179E-01
3.00000E-02	3.779E-01	1.729E-01
4.00000E-02	2.585E-01	7.530E-02
5.00000E-02	2.132E-01	4.414E-02
6.00000E-02	1.907E-01	3.207E-02
8.00000E-02	1.678E-01	2.468E-02
1.00000E-01	1.551E-01	2.355E-02
1.50000E-01	1.361E-01	2.506E-02
2.00000E-01	1.237E-01	2.679E-02
3.00000E-01	1.070E-01	2.877E-02
4.00000E-01	9.566E-02	2.953E-02
5.00000E-01	8.729E-02	2.971E-02
6.00000E-01	8.070E-02	2.957E-02
8.00000E-01	7.087E-02	2.887E-02
1.00000E+00	6.372E-02	2.794E-02
1.25000E+00	5.697E-02	2.669E-02
1.50000E+00	5.185E-02	2.551E-02
2.00000E+00	4.459E-02	2.350E-02
3.00000E+00	3.597E-02	2.066E-02
4.00000E+00	3.100E-02	1.882E-02
5.00000E+00	2.777E-02	1.757E-02
6.00000E+00	2.552E-02	1.668E-02
8.00000E+00	2.263E-02	1.553E-02
1.00000E+01	2.089E-02	1.483E-02
1.50000E+01	1.866E-02	1.396E-02
2.00000E+01	1.770E-02	1.360E-02

IRON Z = 26

Energy (MeV)	μ/ρ (cm^2/g)	μ_{en}/ρ (cm^2/g)
1.00000E-03	9.085E+03	9.052E+03
1.50000E-03	3.399E+03	3.388E+03
2.00000E-03	1.626E+03	1.620E+03
3.00000E-03	5.576E+02	5.535E+02
4.00000E-03	2.567E+02	2.536E+02
5.00000E-03	1.398E+02	1.372E+02
6.00000E-03	8.484E+01	8.265E+01
7.11200E-03	5.319E+01	5.133E+01
8.00000E-03	3.056E+02	2.316E+02
1.00000E-02	1.706E+02	1.369E+02
1.50000E-02	5.708E+01	4.896E+01
2.00000E-02	2.568E+01	2.260E+01
3.00000E-02	8.176E+00	7.251E+00
4.00000E-02	3.629E+00	3.155E+00
5.00000E-02	1.958E+00	1.638E+00
6.00000E-02	1.205E+00	9.555E-01
8.00000E-02	5.952E-01	4.104E-01
1.00000E-01	3.717E-01	2.177E-01
1.50000E-01	1.964E-01	7.961E-02
2.00000E-01	1.460E-01	4.825E-02
3.00000E-01	1.099E-01	3.361E-02
4.00000E-01	9.400E-02	3.039E-02
5.00000E-01	8.414E-02	2.914E-02
6.00000E-01	7.704E-02	2.836E-02
8.00000E-01	6.699E-02	2.714E-02
1.00000E+00	5.995E-02	2.603E-02
1.25000E+00	5.350E-02	2.472E-02
1.50000E+00	4.883E-02	2.360E-02
2.00000E+00	4.265E-02	2.199E-02
3.00000E+00	3.621E-02	2.042E-02
4.00000E+00	3.312E-02	1.990E-02
5.00000E+00	3.146E-02	1.983E-02
6.00000E+00	3.057E-02	1.997E-02
8.00000E+00	2.991E-02	2.050E-02
1.00000E+01	2.994E-02	2.108E-02
1.50000E+01	3.092E-02	2.221E-02
2.00000E+01	3.224E-02	2.292E-02

LEAD Z = 82

Energy(MeV)	μ/ρ (cm^2/g)	μ_{en}/ρ (cm^2/g)
1.00000E-03	5.210E+03	5.197E+03
2.00000E-03	1.285E+03	1.274E+03
3.00000E-03	1.965E+03	1.913E+03
3.55420E-03	1.496E+03	1.459E+03
4.00000E-03	1.251E+03	1.221E+03
5.00000E-03	7.304E+02	7.124E+02
6.00000E-03	4.672E+02	4.546E+02
8.00000E-03	2.287E+02	2.207E+02
1.00000E-02	1.306E+02	1.247E+02
1.50000E-02	1.116E+02	9.100E+01
1.52000E-02	1.078E+02	8.807E+01
1.55269E-02	1.416E+02	1.083E+02
1.58608E-02	1.344E+02	1.032E+02
2.00000E-02	8.636E+01	6.899E+01
3.00000E-02	3.032E+01	2.536E+01
4.00000E-02	1.436E+01	1.211E+01
5.00000E-02	8.041E+00	6.740E+00
6.00000E-02	5.021E+00	4.149E+00
8.00000E-02	2.419E+00	1.916E+00
1.00000E-01	5.549E+00	1.976E+00
2.00000E-01	9.985E-01	5.870E-01
3.00000E-01	4.031E-01	2.455E-01
4.00000E-01	2.323E-01	1.370E-01
5.00000E-01	1.614E-01	9.128E-02
6.00000E-01	1.248E-01	6.819E-02
8.00000E-01	8.870E-02	4.644E-02
1.00000E+00	7.102E-02	3.654E-02
1.25000E+00	5.876E-02	2.988E-02
1.50000E+00	5.222E-02	2.640E-02
2.00000E+00	4.606E-02	2.360E-02
3.00000E+00	4.234E-02	2.322E-02
4.00000E+00	4.197E-02	2.449E-02
5.00000E+00	4.272E-02	2.600E-02
6.00000E+00	4.391E-02	2.744E-02
8.00000E+00	4.675E-02	2.989E-02
1.00000E+01	4.972E-02	3.181E-02
1.50000E+01	5.658E-02	3.478E-02
2.00000E+01	6.206E-02	3.595E-02

COPPER Z = 29

Energy(MeV)	μ/ρ (cm^2/g)	μ_{en}/ρ (cm^2/g)
1.00000E-03	1.057E+04	1.049E+04
1.04695E-03	9.307E+03	9.241E+03
1.50000E-03	4.418E+03	4.393E+03
2.00000E-03	2.154E+03	2.142E+03
3.00000E-03	7.488E+02	7.430E+02
4.00000E-03	3.473E+02	3.432E+02
5.00000E-03	1.899E+02	1.866E+02
6.00000E-03	1.156E+02	1.128E+02
8.00000E-03	5.255E+01	5.054E+01
8.97890E-03	3.829E+01	3.652E+01
1.00000E-02	2.159E+02	1.484E+02
1.50000E-02	7.405E+01	5.788E+01
2.00000E-02	3.379E+01	2.788E+01
3.00000E-02	1.092E+01	9.349E+00
4.00000E-02	4.862E+00	4.163E+00
5.00000E-02	2.613E+00	2.192E+00
6.00000E-02	1.593E+00	1.290E+00
8.00000E-02	7.630E-01	5.581E-01
1.00000E-01	4.584E-01	2.949E-01
1.50000E-01	2.217E-01	1.027E-01
2.00000E-01	1.559E-01	5.781E-02
3.00000E-01	1.119E-01	3.617E-02
4.00000E-01	9.413E-02	3.121E-02
5.00000E-01	8.362E-02	2.933E-02
6.00000E-01	7.625E-02	2.826E-02
8.00000E-01	6.605E-02	2.681E-02
1.00000E+00	5.901E-02	2.562E-02
1.25000E+00	5.261E-02	2.428E-02
1.50000E+00	4.803E-02	2.316E-02
2.00000E+00	4.205E-02	2.160E-02
3.00000E+00	3.599E-02	2.023E-02
4.00000E+00	3.318E-02	1.989E-02
5.00000E+00	3.177E-02	1.998E-02
6.00000E+00	3.108E-02	2.027E-02
8.00000E+00	3.074E-02	2.100E-02
1.00000E+01	3.103E-02	2.174E-02
1.50000E+01	3.247E-02	2.309E-02
2.00000E+01	3.408E-02	2.387E-02

Stopping Power and Range Tables for Alpha Particles
POLYETHYLENE TEREPHTHALATE (MYLAR)

Kinetic Energy	Stopping Power (MeV cm^2/g)			Range		
(MeV)	Electronic	Nuclear	Total	CSDA (g/cm^2)	Projected (g/cm^2)	Detour Factor Projected / CSDA*
.0010	1.632E+02	1.829E+02	3.461E+02	3.432E-06	1.681E-06	.4897
.0015	1.953E+02	1.680E+02	3.633E+02	4.835E-06	2.487E-06	.5144
.0020	2.218E+02	1.554E+02	3.773E+02	6.186E-06	3.310E-06	.5351
.0025	2.449E+02	1.449E+02	3.898E+02	7.489E-06	4.139E-06	.5527
.0030	2.656E+02	1.359E+02	4.015E+02	8.753E-06	4.972E-06	.5680
.0040	3.019E+02	1.215E+02	4.234E+02	1.118E-05	6.637E-06	.5938
.0050	3.335E+02	1.103E+02	4.438E+02	1.348E-05	8.292E-06	.6150
.0060	3.618E+02	1.013E+02	4.631E+02	1.569E-05	9.928E-06	.6328
.0070	3.876E+02	9.388E+01	4.815E+02	1.781E-05	1.154E-05	.6482
.0080	4.115E+02	8.764E+01	4.991E+02	1.985E-05	1.313E-05	.6618
.0090	4.338E+02	8.230E+01	5.161E+02	2.182E-05	1.470E-05	.6738
.0100	4.548E+02	7.767E+01	5.325E+02	2.372E-05	1.624E-05	.6845
.0125	5.027E+02	6.835E+01	5.711E+02	2.825E-05	1.998E-05	.7073
.0150	5.457E+02	6.127E+01	6.069E+02	3.250E-05	2.359E-05	.7258
.0175	5.848E+02	5.568E+01	6.405E+02	3.651E-05	2.706E-05	.7411
.0200	6.210E+02	5.114E+01	6.722E+02	4.032E-05	3.040E-05	.7542
.0225	6.548E+02	4.736E+01	7.022E+02	4.395E-05	3.364E-05	.7654
.0250	6.866E+02	4.416E+01	7.308E+02	4.744E-05	3.678E-05	.7753
.0275	7.167E+02	4.142E+01	7.581E+02	5.080E-05	3.983E-05	.7841
.0300	7.453E+02	3.903E+01	7.843E+02	5.404E-05	4.280E-05	.7919
.0350	7.987E+02	3.507E+01	8.338E+02	6.022E-05	4.850E-05	.8054
.0400	8.479E+02	3.191E+01	8.799E+02	6.606E-05	5.394E-05	.8166
.0450	8.938E+02	2.933E+01	9.231E+02	7.160E-05	5.916E-05	.8262
.0500	9.368E+02	2.717E+01	9.640E+02	7.690E-05	6.417E-05	.8344
.0550	9.774E+02	2.534E+01	1.003E+03	8.199E-05	6.900E-05	.8417
.0600	1.016E+03	2.376E+01	1.040E+03	8.688E-05	7.368E-05	.8480
.0650	1.052E+03	2.238E+01	1.075E+03	9.161E-05	7.821E-05	.8538
.0700	1.087E+03	2.117E+01	1.108E+03	9.619E-05	8.262E-05	.8589
.0750	1.121E+03	2.009E+01	1.141E+03	1.006E-04	8.691E-05	.8636
.0800	1.153E+03	1.913E+01	1.172E+03	1.050E-04	9.109E-05	.8678

.0850	1.183E+03	1.827E+01	1.202E+03	1.092E-04	9.517E-05	.8717
.0900	1.213E+03	1.748E+01	1.230E+03	1.133E-04	9.916E-05	.8753
.0950	1.241E+03	1.677E+01	1.258E+03	1.173E-04	1.031E-04	.8786
.1000	1.269E+03	1.612E+01	1.285E+03	1.212E-04	1.069E-04	.8817
.1250	1.393E+03	1.354E+01	1.407E+03	1.398E-04	1.250E-04	.8945
.1500	1.500E+03	1.173E+01	1.512E+03	1.569E-04	1.419E-04	.9040
.1750	1.593E+03	1.037E+01	1.603E+03	1.730E-04	1.577E-04	.9115
.2000	1.673E+03	9.315E+00	1.683E+03	1.882E-04	1.727E-04	.9176
.2250	1.744E+03	8.468E+00	1.752E+03	2.027E-04	1.871E-04	.9228
.2500	1.806E+03	7.773E+00	1.814E+03	2.168E-04	2.010E-04	.9271
.2750	1.860E+03	7.191E+00	1.868E+03	2.303E-04	2.144E-04	.9309
.3000	1.908E+03	6.696E+00	1.914E+03	2.436E-04	2.275E-04	.9342
.3500	1.985E+03	5.897E+00	1.991E+03	2.691E-04	2.529E-04	.9398
.4000	2.042E+03	5.279E+00	2.047E+03	2.939E-04	2.776E-04	.9444
.4500	2.083E+03	4.786E+00	2.087E+03	3.181E-04	3.016E-04	.9483
.5000	2.110E+03	4.382E+00	2.114E+03	3.418E-04	3.253E-04	.9516
.5500	2.126E+03	4.046E+00	2.130E+03	3.654E-04	3.487E-04	.9544
.6000	2.133E+03	3.760E+00	2.137E+03	3.888E-04	3.721E-04	.9570
.6500	2.133E+03	3.515E+00	2.136E+03	4.122E-04	3.954E-04	.9592
.7000	2.126E+03	3.301E+00	2.130E+03	4.357E-04	4.188E-04	.9612
.7500	2.115E+03	3.114E+00	2.118E+03	4.592E-04	4.422E-04	.9631
.8000	2.100E+03	2.948E+00	2.103E+03	4.829E-04	4.659E-04	.9648
.8500	2.082E+03	2.800E+00	2.084E+03	5.068E-04	4.897E-04	.9663
.9000	2.061E+03	2.667E+00	2.064E+03	5.309E-04	5.137E-04	.9677
.9500	2.038E+03	2.547E+00	2.041E+03	5.552E-04	5.381E-04	.9691
1.0000	2.014E+03	2.437E+00	2.016E+03	5.799E-04	5.626E-04	.9703
1.2500	1.874E+03	2.013E+00	1.876E+03	7.083E-04	6.908E-04	.9753
1.5000	1.731E+03	1.720E+00	1.733E+03	8.470E-04	8.293E-04	.9791
1.7500	1.599E+03	1.506E+00	1.601E+03	9.971E-04	9.793E-04	.9821
2.0000	1.482E+03	1.341E+00	1.483E+03	1.159E-03	1.141E-03	.9844
2.2500	1.379E+03	1.210E+00	1.380E+03	1.334E-03	1.316E-03	.9863
2.5000	1.290E+03	1.104E+00	1.291E+03	1.522E-03	1.503E-03	.9879
2.7500	1.215E+03	1.016E+00	1.216E+03	1.721E-03	1.703E-03	.9892
3.0000	1.148E+03	9.414E-01	1.149E+03	1.933E-03	1.914E-03	.9903
3.5000	1.038E+03	8.223E-01	1.038E+03	2.391E-03	2.372E-03	.9920
4.0000	9.485E+02	7.311E-01	9.492E+02	2.896E-03	2.876E-03	.9932

4.5000	8.753E+02	6.590E-01	8.759E+02	3.445E-03	3.425E-03	.9942
5.0000	8.138E+02	6.004E-01	8.144E+02	4.037E-03	4.017E-03	.9949
5.5000	7.615E+02	5.517E-01	7.620E+02	4.672E-03	4.651E-03	.9955
6.0000	7.163E+02	5.107E-01	7.168E+02	5.349E-03	5.328E-03	.9960
6.5000	6.766E+02	4.757E-01	6.771E+02	6.067E-03	6.045E-03	.9964
7.0000	6.416E+02	4.453E-01	6.421E+02	6.826E-03	6.803E-03	.9967
7.5000	6.105E+02	4.188E-01	6.109E+02	7.624E-03	7.602E-03	.9970
8.0000	5.825E+02	3.953E-01	5.829E+02	8.462E-03	8.439E-03	.9972
8.5000	5.573E+02	3.745E-01	5.577E+02	9.340E-03	9.316E-03	.9974
9.0000	5.344E+02	3.558E-01	5.348E+02	1.026E-02	1.023E-02	.9976
9.5000	5.136E+02	3.390E-01	5.139E+02	1.121E-02	1.118E-02	.9978
10.0000	4.945E+02	3.238E-01	4.948E+02	1.220E-02	1.218E-02	.9979
12.5000	4.186E+02	2.650E-01	4.189E+02	1.771E-02	1.769E-02	.9984
15.0000	3.645E+02	2.248E-01	3.647E+02	2.413E-02	2.410E-02	.9987
17.5000	3.238E+02	1.955E-01	3.240E+02	3.142E-02	3.138E-02	.9989
20.0000	2.920E+02	1.732E-01	2.922E+02	3.955E-02	3.951E-02	.9990
25.0000	2.452E+02	1.413E-01	2.454E+02	5.831E-02	5.826E-02	.9992
27.5000	2.275E+02	1.295E-01	2.276E+02	6.889E-02	6.884E-02	.9992
30.0000	2.123E+02	1.195E-01	2.124E+02	8.027E-02	8.021E-02	.9993
35.0000	1.878E+02	1.037E-01	1.879E+02	1.053E-01	1.053E-01	.9993
40.0000	1.688E+02	9.168E-02	1.689E+02	1.335E-01	1.334E-01	.9994
45.0000	1.536E+02	8.221E-02	1.536E+02	1.645E-01	1.644E-01	.9994
50.0000	1.411E+02	7.454E-02	1.411E+02	1.985E-01	1.984E-01	.9994
55.0000	1.306E+02	6.819E-02	1.307E+02	2.354E-01	2.353E-01	.9995
60.0000	1.217E+02	6.286E-02	1.218E+02	2.750E-01	2.749E-01	.9995
65.0000	1.141E+02	5.831E-02	1.142E+02	3.175E-01	3.173E-01	.9995
70.0000	1.075E+02	5.439E-02	1.075E+02	3.626E-01	3.624E-01	.9995
75.0000	1.016E+02	5.097E-02	1.017E+02	4.105E-01	4.103E-01	.9995
80.0000	9.642E+01	4.796E-02	9.647E+01	4.610E-01	4.608E-01	.9995
85.0000	9.180E+01	4.529E-02	9.184E+01	5.141E-01	5.139E-01	.9995
90.0000	8.764E+01	4.291E-02	8.768E+01	5.699E-01	5.696E-01	.9995
95.0000	8.388E+01	4.077E-02	8.392E+01	6.282E-01	6.279E-01	.9995
100.0000	8.046E+01	3.884E-02	8.050E+01	6.890E-01	6.887E-01	.9995
125.0000	6.717E+01	3.139E-02	6.720E+01	1.031E+00	1.030E+00	.9996
150.0000	5.800E+01	2.635E-02	5.803E+01	1.432E+00	1.432E+00	.9996
175.0000	5.126E+01	2.271E-02	5.129E+01	1.891E+00	1.891E+00	.9996

200.0000	4.610E+01	1.996E-02	4.612E+01	2.406E+00	2.405E+00	.9996
225.0000	4.200E+01	1.781E-02	4.202E+01	2.975E+00	2.974E+00	.9996
250.0000	3.867E+01	1.608E-02	3.869E+01	3.596E+00	3.594E+00	.9996
275.0000	3.591E+01	1.466E-02	3.592E+01	4.267E+00	4.265E+00	.9996
300.0000	3.358E+01	1.346E-02	3.359E+01	4.987E+00	4.985E+00	.9996
350.0000	2.986E+01	1.157E-02	2.987E+01	6.569E+00	6.567E+00	.9996
400.0000	2.702E+01	1.015E-02	2.703E+01	8.332E+00	8.329E+00	.9997
450.0000	2.477E+01	9.037E-03	2.478E+01	1.027E+01	1.026E+01	.9997
500.0000	2.296E+01	8.146E-03	2.297E+01	1.236E+01	1.236E+01	.9997
550.0000	2.146E+01	7.414E-03	2.146E+01	1.462E+01	1.461E+01	.9997
600.0000	2.019E+01	6.801E-03	2.020E+01	1.702E+01	1.702E+01	.9997
650.0000	1.912E+01	6.281E-03	1.912E+01	1.957E+01	1.956E+01	.9997
700.0000	1.819E+01	5.836E-03	1.820E+01	2.225E+01	2.224E+01	.9997
750.0000	1.738E+01	5.450E-03	1.739E+01	2.506E+01	2.505E+01	.9997
800.0000	1.667E+01	5.112E-03	1.668E+01	2.800E+01	2.799E+01	.9997
850.0000	1.604E+01	4.813E-03	1.604E+01	3.106E+01	3.105E+01	.9997
900.0000	1.548E+01	4.547E-03	1.548E+01	3.423E+01	3.422E+01	.9997
950.0000	1.497E+01	4.309E-03	1.498E+01	3.751E+01	3.750E+01	.9997
1000.0000	1.452E+01	4.095E-03	1.452E+01	4.090E+01	4.089E+01	.9997

* Continuous-Slowing-Down Approximation

Stopping Powers and Range Tables for Protons
AIR (dry, near sea level)

Energy MeV	Electron stp.-Pow $MeV-(cm^2/g)$	Nuclear stp.-Pow $MeV-(cm^2/g)$	Total stp.-Pow $MeV-(cm^2/g)$	CSDA Range (g/cm^2)	Projected Range (g/cm^2)	Detour Factor
1.000E-03	1.197E+02	2.163E+01	1.414E+02	9.857E-06	3.257E-06	0.3304
2.000E-03	1.693E+02	1.614E+01	1.855E+02	1.595E-05	6.577E-06	0.4123
3.000E-03	2.074E+02	1.314E+01	2.206E+02	2.088E-05	9.759E-06	0.4674
4.000E-03	2.395E+02	1.120E+01	2.507E+02	2.512E-05	1.277E-05	0.5084
5.000E-03	2.678E+02	9.825E+00	2.776E+02	2.891E-05	1.563E-05	0.5406
6.000E-03	2.933E+02	8.786E+00	3.021E+02	3.236E-05	1.834E-05	0.5669
7.000E-03	3.168E+02	7.970E+00	3.248E+02	3.555E-05	2.094E-05	0.5889
8.000E-03	3.387E+02	7.310E+00	3.460E+02	3.853E-05	2.342E-05	0.6078
9.000E-03	3.592E+02	6.762E+00	3.660E+02	4.134E-05	2.580E-05	0.6242
1.000E-02	3.787E+02	6.300E+00	3.850E+02	4.400E-05	2.810E-05	0.6387
1.500E-02	4.504E+02	4.751E+00	4.552E+02	5.588E-05	3.869E-05	0.6923
2.000E-02	5.067E+02	3.858E+00	5.106E+02	6.623E-05	4.822E-05	0.7281
2.500E-02	5.526E+02	3.269E+00	5.558E+02	7.560E-05	5.701E-05	0.7542
3.000E-02	5.905E+02	2.848E+00	5.934E+02	8.430E-05	6.527E-05	0.7743
4.000E-02	6.483E+02	2.282E+00	6.506E+02	1.003E-04	8.069E-05	0.8041
5.000E-02	6.877E+02	1.917E+00	6.897E+02	1.152E-04	9.513E-05	0.8256
6.000E-02	7.132E+02	1.659E+00	7.149E+02	1.295E-04	1.090E-04	0.8420
7.000E-02	7.278E+02	1.466E+00	7.293E+02	1.433E-04	1.226E-04	0.8553
8.000E-02	7.341E+02	1.316E+00	7.355E+02	1.569E-04	1.360E-04	0.8664
9.000E-02	7.340E+02	1.196E+00	7.352E+02	1.705E-04	1.493E-04	0.8758
1.000E-01	7.290E+02	1.098E+00	7.301E+02	1.842E-04	1.628E-04	0.8839
2.000E-01	5.922E+02	6.183E-01	5.928E+02	3.349E-04	3.121E-04	0.9320
2.500E-01	5.278E+02	5.124E-01	5.284E+02	4.244E-04	4.010E-04	0.9450
3.000E-01	4.763E+02	4.390E-01	4.767E+02	5.241E-04	5.002E-04	0.9544
4.000E-01	4.012E+02	3.435E-01	4.015E+02	7.538E-04	7.287E-04	0.9668
4.500E-01	3.733E+02	3.105E-01	3.736E+02	8.830E-04	8.573E-04	0.9710
5.000E-01	3.498E+02	2.836E-01	3.501E+02	1.021E-03	9.951E-04	0.9743
5.500E-01	3.297E+02	2.612E-01	3.300E+02	1.169E-03	1.142E-03	0.9770
6.000E-01	3.121E+02	2.423E-01	3.123E+02	1.324E-03	1.297E-03	0.9793
6.500E-01	2.964E+02	2.261E-01	2.967E+02	1.489E-03	1.461E-03	0.9812
7.000E-01	2.824E+02	2.119E-01	2.826E+02	1.661E-03	1.633E-03	0.9827
7.500E-01	2.699E+02	1.995E-01	2.701E+02	1.842E-03	1.813E-03	0.9841
8.000E-01	2.587E+02	1.885E-01	2.589E+02	2.032E-03	2.002E-03	0.9852
8.500E-01	2.485E+02	1.787E-01	2.486E+02	2.229E-03	2.198E-03	0.9862
9.000E-01	2.391E+02	1.699E-01	2.393E+02	2.434E-03	2.402E-03	0.9871
9.500E-01	2.306E+02	1.620E-01	2.308E+02	2.646E-03	2.614E-03	0.9879
1.000E+00	2.227E+02	1.548E-01	2.229E+02	2.867E-03	2.834E-03	0.9886
1.250E+00	1.911E+02	1.270E-01	1.912E+02	4.082E-03	4.046E-03	0.9910
1.500E+00	1.682E+02	1.080E-01	1.683E+02	5.479E-03	5.438E-03	0.9926
1.750E+00	1.508E+02	9.404E-02	1.509E+02	7.051E-03	7.006E-03	0.9936
2.000E+00	1.370E+02	8.340E-02	1.371E+02	8.792E-03	8.742E-03	0.9943
2.250E+00	1.258E+02	7.500E-02	1.258E+02	1.070E-02	1.064E-02	0.9949
2.500E+00	1.164E+02	6.818E-02	1.165E+02	1.276E-02	1.270E-02	0.9953
2.750E+00	1.085E+02	6.254E-02	1.086E+02	1.499E-02	1.492E-02	0.9956
3.000E+00	1.017E+02	5.778E-02	1.018E+02	1.737E-02	1.730E-02	0.9959
3.500E+00	9.063E+01	5.021E-02	9.068E+01	2.258E-02	2.250E-02	0.9963
4.000E+00	8.192E+01	4.444E-02	8.197E+01	2.839E-02	2.829E-02	0.9966
4.500E+00	7.488E+01	3.989E-02	7.492E+01	3.478E-02	3.466E-02	0.9968
5.000E+00	6.905E+01	3.621E-02	6.909E+01	4.173E-02	4.161E-02	0.9969
5.500E+00	6.414E+01	3.317E-02	6.417E+01	4.925E-02	4.910E-02	0.9971
6.000E+00	5.994E+01	3.061E-02	5.997E+01	5.731E-02	5.715E-02	0.9972
6.500E+00	5.630E+01	2.843E-02	5.633E+01	6.592E-02	6.574E-02	0.9973
7.000E+00	5.312E+01	2.654E-02	5.315E+01	7.506E-02	7.486E-02	0.9973
7.500E+00	5.031E+01	2.490E-02	5.033E+01	8.474E-02	8.452E-02	0.9974
8.000E+00	4.781E+01	2.345E-02	4.783E+01	9.493E-02	9.469E-02	0.9975

8.500E+00	4.557E+01	2.217E-02	4.559E+01	1.056E-01	1.054E-01	0.9975
9.000E+00	4.355E+01	2.102E-02	4.357E+01	1.169E-01	1.166E-01	0.9976
9.500E+00	4.171E+01	1.999E-02	4.173E+01	1.286E-01	1.283E-01	0.9976
1.000E+01	4.004E+01	1.905E-02	4.006E+01	1.408E-01	1.405E-01	0.9976
1.250E+01	3.349E+01	1.547E-02	3.351E+01	2.094E-01	2.089E-01	0.9978
1.500E+01	2.892E+01	1.304E-02	2.894E+01	2.899E-01	2.893E-01	0.9979
1.750E+01	2.554E+01	1.128E-02	2.555E+01	3.820E-01	3.813E-01	0.9979
2.000E+01	2.293E+01	9.953E-03	2.294E+01	4.855E-01	4.845E-01	0.9980
2.500E+01	1.914E+01	8.066E-03	1.915E+01	7.252E-01	7.238E-01	0.9981
2.750E+01	1.773E+01	7.372E-03	1.773E+01	8.609E-01	8.593E-01	0.9981
3.000E+01	1.652E+01	6.790E-03	1.653E+01	1.007E+00	1.005E+00	0.9981
3.500E+01	1.460E+01	5.870E-03	1.460E+01	1.330E+00	1.327E+00	0.9982
4.000E+01	1.312E+01	5.173E-03	1.312E+01	1.691E+00	1.688E+00	0.9982
4.500E+01	1.194E+01	4.627E-03	1.194E+01	2.091E+00	2.088E+00	0.9983
5.000E+01	1.098E+01	4.187E-03	1.099E+01	2.528E+00	2.524E+00	0.9983
5.500E+01	1.019E+01	3.826E-03	1.019E+01	3.001E+00	2.996E+00	0.9983
6.000E+01	9.514E+00	3.523E-03	9.517E+00	3.509E+00	3.504E+00	0.9983
6.500E+01	8.938E+00	3.265E-03	8.942E+00	4.052E+00	4.045E+00	0.9984
7.000E+01	8.440E+00	3.043E-03	8.443E+00	4.628E+00	4.620E+00	0.9984
7.500E+01	8.003E+00	2.850E-03	8.006E+00	5.236E+00	5.228E+00	0.9984
8.000E+01	7.618E+00	2.681E-03	7.620E+00	5.876E+00	5.867E+00	0.9984
8.500E+01	7.275E+00	2.531E-03	7.277E+00	6.548E+00	6.538E+00	0.9984
9.000E+01	6.968E+00	2.397E-03	6.970E+00	7.250E+00	7.239E+00	0.9984
9.500E+01	6.691E+00	2.277E-03	6.693E+00	7.983E+00	7.970E+00	0.9985
1.000E+02	6.441E+00	2.169E-03	6.443E+00	8.744E+00	8.731E+00	0.9985
1.250E+02	5.474E+00	1.754E-03	5.475E+00	1.297E+01	1.295E+01	0.9985
1.500E+02	4.815E+00	1.475E-03	4.816E+00	1.786E+01	1.783E+01	0.9986
1.750E+02	4.337E+00	1.274E-03	4.338E+00	2.334E+01	2.330E+01	0.9986
2.000E+02	3.975E+00	1.122E-03	3.976E+00	2.937E+01	2.933E+01	0.9986
2.250E+02	3.690E+00	1.003E-03	3.691E+00	3.590E+01	3.585E+01	0.9987
2.500E+02	3.462E+00	9.075E-04	3.462E+00	4.290E+01	4.284E+01	0.9987
2.750E+02	3.274E+00	8.289E-04	3.275E+00	5.033E+01	5.026E+01	0.9987
3.000E+02	3.117E+00	7.631E-04	3.118E+00	5.816E+01	5.809E+01	0.9987
3.500E+02	2.870E+00	6.591E-04	2.871E+00	7.490E+01	7.481E+01	0.9988
4.000E+02	2.686E+00	5.806E-04	2.687E+00	9.293E+01	9.282E+01	0.9988
4.500E+02	2.544E+00	5.191E-04	2.544E+00	1.121E+02	1.119E+02	0.9989
5.000E+02	2.431E+00	4.697E-04	2.431E+00	1.322E+02	1.320E+02	0.9989
5.500E+02	2.340E+00	4.291E-04	2.340E+00	1.532E+02	1.530E+02	0.9989
6.000E+02	2.265E+00	3.951E-04	2.266E+00	1.749E+02	1.747E+02	0.9990
6.500E+02	2.203E+00	3.663E-04	2.203E+00	1.973E+02	1.971E+02	0.9990
7.000E+02	2.151E+00	3.414E-04	2.151E+00	2.203E+02	2.200E+02	0.9990
7.500E+02	2.107E+00	3.198E-04	2.107E+00	2.437E+02	2.435E+02	0.9990
8.000E+02	2.069E+00	3.009E-04	2.069E+00	2.677E+02	2.674E+02	0.9990
8.500E+02	2.036E+00	2.841E-04	2.037E+00	2.921E+02	2.918E+02	0.9991
9.000E+02	2.008E+00	2.691E-04	2.008E+00	3.168E+02	3.165E+02	0.9991
9.500E+02	1.984E+00	2.557E-04	1.984E+00	3.418E+02	3.415E+02	0.9991
1.000E+03	1.962E+00	2.436E-04	1.963E+00	3.672E+02	3.668E+02	0.9991
1.500E+03	1.850E+00	1.661E-04	1.850E+00	6.311E+02	6.306E+02	0.9992
2.000E+03	1.820E+00	1.267E-04	1.820E+00	9.041E+02	9.035E+02	0.9993
2.500E+03	1.818E+00	1.027E-04	1.818E+00	1.179E+03	1.178E+03	0.9994
3.000E+03	1.828E+00	8.655E-05	1.828E+00	1.454E+03	1.453E+03	0.9994
4.000E+03	1.861E+00	6.608E-05	1.861E+00	1.996E+03	1.995E+03	0.9995
5.000E+03	1.898E+00	5.362E-05	1.898E+00	2.528E+03	2.527E+03	0.9996
6.000E+03	1.933E+00	4.520E-05	1.934E+00	3.050E+03	3.049E+03	0.9996
7.000E+03	1.967E+00	3.913E-05	1.967E+00	3.563E+03	3.561E+03	0.9997
8.000E+03	1.998E+00	3.453E-05	1.998E+00	4.067E+03	4.066E+03	0.9997
9.000E+03	2.026E+00	3.093E-05	2.026E+00	4.564E+03	4.563E+03	0.9997
1.000E+04	2.052E+00	2.803E-05	2.052E+00	5.054E+03	5.053E+03	0.9997

BONE, COMPACT (ICRU)

Energy MeV	Electron stp.-Pow MeV-(cm²/g)	Nuclear stp.-Pow MeV-(cm²/g)	Total stp.-Pow MeV-(cm²/g)	CSDA Range (g/cm²)	Projected Range (g/cm²)	Detour Factor
1.000E-03	1.416E+02	3.228E+01	1.738E+02	7.040E-06	2.977E-06	0.4228
2.000E-03	2.002E+02	2.248E+01	2.227E+02	1.207E-05	5.934E-06	0.4916
3.000E-03	2.452E+02	1.776E+01	2.629E+02	1.619E-05	8.722E-06	0.5387
4.000E-03	2.813E+02	1.488E+01	2.962E+02	1.977E-05	1.134E-05	0.5740
5.000E-03	3.133E+02	1.290E+01	3.262E+02	2.298E-05	1.383E-05	0.6018
6.000E-03	3.422E+02	1.144E+01	3.537E+02	2.592E-05	1.619E-05	0.6246
7.000E-03	3.688E+02	1.031E+01	3.791E+02	2.865E-05	1.844E-05	0.6437
8.000E-03	3.931E+02	9.414E+00	4.025E+02	3.121E-05	2.060E-05	0.6600
9.000E-03	4.156E+02	8.675E+00	4.243E+02	3.363E-05	2.268E-05	0.6743
1.000E-02	4.368E+02	8.056E+00	4.449E+02	3.593E-05	2.468E-05	0.6869
2.000E-02	5.753E+02	4.856E+00	5.802E+02	5.533E-05	4.232E-05	0.7648
3.000E-02	6.621E+02	3.562E+00	6.657E+02	7.133E-05	5.744E-05	0.8053
4.000E-02	7.210E+02	2.844E+00	7.239E+02	8.569E-05	7.125E-05	0.8314
5.000E-02	7.609E+02	2.382E+00	7.633E+02	9.912E-05	8.427E-05	0.8502
6.000E-02	7.852E+02	2.058E+00	7.872E+02	1.120E-04	9.683E-05	0.8646
7.000E-02	7.976E+02	1.817E+00	7.994E+02	1.246E-04	1.092E-04	0.8761
8.000E-02	8.011E+02	1.629E+00	8.027E+02	1.371E-04	1.214E-04	0.8858
9.000E-02	7.979E+02	1.479E+00	7.994E+02	1.495E-04	1.337E-04	0.8940
1.000E-01	7.899E+02	1.356E+00	7.912E+02	1.621E-04	1.461E-04	0.9011
1.250E-01	7.564E+02	1.128E+00	7.575E+02	1.944E-04	1.779E-04	0.9155
1.500E-01	7.145E+02	9.684E-01	7.154E+02	2.283E-04	2.115E-04	0.9265
1.750E-01	6.714E+02	8.508E-01	6.722E+02	2.643E-04	2.472E-04	0.9353
2.000E-01	6.305E+02	7.602E-01	6.312E+02	3.027E-04	2.853E-04	0.9425
2.250E-01	5.932E+02	6.880E-01	5.939E+02	3.436E-04	3.259E-04	0.9485
2.500E-01	5.597E+02	6.291E-01	5.604E+02	3.869E-04	3.689E-04	0.9535
2.750E-01	5.300E+02	5.797E-01	5.306E+02	4.328E-04	4.145E-04	0.9578
3.000E-01	5.035E+02	5.377E-01	5.041E+02	4.812E-04	4.626E-04	0.9614
3.500E-01	4.590E+02	4.704E-01	4.595E+02	5.852E-04	5.661E-04	0.9673
4.000E-01	4.230E+02	4.187E-01	4.234E+02	6.987E-04	6.789E-04	0.9718
4.500E-01	3.933E+02	3.778E-01	3.937E+02	8.212E-04	8.009E-04	0.9752
5.000E-01	3.683E+02	3.445E-01	3.687E+02	9.526E-04	9.316E-04	0.9780
5.500E-01	3.469E+02	3.169E-01	3.472E+02	1.092E-03	1.071E-03	0.9802
6.000E-01	3.281E+02	2.935E-01	3.284E+02	1.241E-03	1.218E-03	0.9821
6.500E-01	3.116E+02	2.735E-01	3.119E+02	1.397E-03	1.374E-03	0.9836
7.000E-01	2.969E+02	2.561E-01	2.972E+02	1.561E-03	1.538E-03	0.9849
7.500E-01	2.837E+02	2.409E-01	2.840E+02	1.733E-03	1.709E-03	0.9860
8.000E-01	2.718E+02	2.275E-01	2.720E+02	1.913E-03	1.888E-03	0.9870
8.500E-01	2.610E+02	2.155E-01	2.612E+02	2.101E-03	2.075E-03	0.9878
9.000E-01	2.511E+02	2.048E-01	2.513E+02	2.296E-03	2.270E-03	0.9885
9.500E-01	2.420E+02	1.952E-01	2.422E+02	2.499E-03	2.472E-03	0.9891
1.000E+00	2.337E+02	1.864E-01	2.339E+02	2.709E-03	2.681E-03	0.9897
1.250E+00	2.003E+02	1.526E-01	2.005E+02	3.867E-03	3.835E-03	0.9917
1.500E+00	1.763E+02	1.295E-01	1.764E+02	5.200E-03	5.163E-03	0.9930
1.750E+00	1.580E+02	1.127E-01	1.581E+02	6.699E-03	6.658E-03	0.9938
2.000E+00	1.435E+02	9.986E-02	1.436E+02	8.361E-03	8.315E-03	0.9945
2.250E+00	1.317E+02	8.973E-02	1.318E+02	1.018E-02	1.013E-02	0.9949
2.500E+00	1.219E+02	8.153E-02	1.220E+02	1.215E-02	1.210E-02	0.9953
2.750E+00	1.136E+02	7.474E-02	1.137E+02	1.428E-02	1.422E-02	0.9955
3.000E+00	1.065E+02	6.903E-02	1.065E+02	1.655E-02	1.648E-02	0.9958
3.500E+00	9.484E+01	5.994E-02	9.490E+01	2.153E-02	2.145E-02	0.9961
4.000E+00	8.571E+01	5.303E-02	8.576E+01	2.708E-02	2.699E-02	0.9963
4.500E+00	7.834E+01	4.759E-02	7.838E+01	3.319E-02	3.308E-02	0.9965
5.000E+00	7.224E+01	4.318E-02	7.228E+01	3.984E-02	3.971E-02	0.9967
5.500E+00	6.711E+01	3.955E-02	6.715E+01	4.702E-02	4.687E-02	0.9968
6.000E+00	6.272E+01	3.649E-02	6.276E+01	5.473E-02	5.456E-02	0.9969
6.500E+00	5.892E+01	3.388E-02	5.896E+01	6.295E-02	6.276E-02	0.9970
7.000E+00	5.560E+01	3.163E-02	5.563E+01	7.169E-02	7.148E-02	0.9971
7.500E+00	5.266E+01	2.967E-02	5.269E+01	8.093E-02	8.069E-02	0.9971

8.000E+00	5.005E+01	2.795E-02	5.008E+01	9.067E-02	9.041E-02	0.9972
8.500E+00	4.771E+01	2.641E-02	4.774E+01	1.009E-01	1.006E-01	0.9972
9.000E+00	4.560E+01	2.505E-02	4.562E+01	1.116E-01	1.113E-01	0.9973
9.500E+00	4.368E+01	2.382E-02	4.371E+01	1.228E-01	1.225E-01	0.9973
1.000E+01	4.194E+01	2.271E-02	4.196E+01	1.345E-01	1.341E-01	0.9973
1.250E+01	3.509E+01	1.844E-02	3.511E+01	1.999E-01	1.994E-01	0.9975
1.500E+01	3.032E+01	1.554E-02	3.033E+01	2.768E-01	2.761E-01	0.9976
1.750E+01	2.678E+01	1.345E-02	2.679E+01	3.647E-01	3.638E-01	0.9976
2.000E+01	2.405E+01	1.187E-02	2.406E+01	4.633E-01	4.622E-01	0.9977
2.500E+01	2.009E+01	9.619E-03	2.010E+01	6.917E-01	6.902E-01	0.9978
2.750E+01	1.861E+01	8.793E-03	1.861E+01	8.211E-01	8.193E-01	0.9978
3.000E+01	1.735E+01	8.100E-03	1.736E+01	9.602E-01	9.582E-01	0.9978
3.500E+01	1.533E+01	7.003E-03	1.534E+01	1.267E+00	1.265E+00	0.9979
4.000E+01	1.378E+01	6.173E-03	1.378E+01	1.612E+00	1.609E+00	0.9979
4.500E+01	1.254E+01	5.522E-03	1.255E+01	1.993E+00	1.989E+00	0.9980
5.000E+01	1.154E+01	4.998E-03	1.155E+01	2.408E+00	2.404E+00	0.9980
5.500E+01	1.071E+01	4.567E-03	1.071E+01	2.858E+00	2.853E+00	0.9980
6.000E+01	1.000E+01	4.205E-03	1.001E+01	3.342E+00	3.335E+00	0.9981
6.500E+01	9.398E+00	3.898E-03	9.401E+00	3.858E+00	3.850E+00	0.9981
7.000E+01	8.874E+00	3.633E-03	8.878E+00	4.405E+00	4.397E+00	0.9981
7.500E+01	8.416E+00	3.403E-03	8.420E+00	4.984E+00	4.974E+00	0.9981
8.000E+01	8.012E+00	3.201E-03	8.015E+00	5.593E+00	5.582E+00	0.9981
8.500E+01	7.652E+00	3.022E-03	7.655E+00	6.231E+00	6.220E+00	0.9982
9.000E+01	7.329E+00	2.862E-03	7.332E+00	6.899E+00	6.886E+00	0.9982
9.500E+01	7.039E+00	2.719E-03	7.042E+00	7.595E+00	7.581E+00	0.9982
1.000E+02	6.776E+00	2.590E-03	6.778E+00	8.319E+00	8.304E+00	0.9982
1.250E+02	5.760E+00	2.095E-03	5.762E+00	1.234E+01	1.232E+01	0.9983
1.500E+02	5.068E+00	1.762E-03	5.070E+00	1.698E+01	1.695E+01	0.9983
1.750E+02	4.566E+00	1.522E-03	4.567E+00	2.218E+01	2.215E+01	0.9984
2.000E+02	4.185E+00	1.340E-03	4.186E+00	2.791E+01	2.786E+01	0.9984
2.250E+02	3.886E+00	1.198E-03	3.887E+00	3.411E+01	3.406E+01	0.9984
2.500E+02	3.645E+00	1.084E-03	3.646E+00	4.076E+01	4.070E+01	0.9985
2.750E+02	3.448E+00	9.902E-04	3.449E+00	4.782E+01	4.774E+01	0.9985
3.000E+02	3.283E+00	9.116E-04	3.284E+00	5.525E+01	5.517E+01	0.9985
3.500E+02	3.024E+00	7.874E-04	3.024E+00	7.115E+01	7.104E+01	0.9986
4.000E+02	2.830E+00	6.936E-04	2.830E+00	8.826E+01	8.814E+01	0.9986
4.500E+02	2.680E+00	6.202E-04	2.681E+00	1.064E+02	1.063E+02	0.9987
5.000E+02	2.561E+00	5.612E-04	2.562E+00	1.255E+02	1.254E+02	0.9987
5.500E+02	2.466E+00	5.126E-04	2.466E+00	1.454E+02	1.452E+02	0.9987
6.000E+02	2.385E+00	4.720E-04	2.386E+00	1.660E+02	1.658E+02	0.9988
6.500E+02	2.318E+00	4.375E-04	2.318E+00	1.873E+02	1.871E+02	0.9988
7.000E+02	2.261E+00	4.079E-04	2.261E+00	2.092E+02	2.089E+02	0.9988
7.500E+02	2.212E+00	3.820E-04	2.213E+00	2.315E+02	2.312E+02	0.9988
8.000E+02	2.171E+00	3.594E-04	2.171E+00	2.543E+02	2.540E+02	0.9989
8.500E+02	2.135E+00	3.393E-04	2.135E+00	2.776E+02	2.772E+02	0.9989
9.000E+02	2.103E+00	3.215E-04	2.103E+00	3.012E+02	3.008E+02	0.9989
9.500E+02	2.076E+00	3.054E-04	2.076E+00	3.251E+02	3.247E+02	0.9989
1.000E+03	2.051E+00	2.910E-04	2.052E+00	3.493E+02	3.490E+02	0.9990
1.500E+03	1.916E+00	1.984E-04	1.916E+00	6.030E+02	6.025E+02	0.9991
2.000E+03	1.869E+00	1.513E-04	1.869E+00	8.677E+02	8.670E+02	0.9992
2.500E+03	1.854E+00	1.227E-04	1.854E+00	1.137E+03	1.136E+03	0.9993
3.000E+03	1.852E+00	1.033E-04	1.852E+00	1.406E+03	1.406E+03	0.9993
4.000E+03	1.865E+00	7.889E-05	1.865E+00	1.945E+03	1.944E+03	0.9994
5.000E+03	1.885E+00	6.400E-05	1.885E+00	2.478E+03	2.477E+03	0.9995
6.000E+03	1.907E+00	5.396E-05	1.907E+00	3.005E+03	3.004E+03	0.9995
7.000E+03	1.927E+00	4.670E-05	1.927E+00	3.527E+03	3.526E+03	0.9996
8.000E+03	1.947E+00	4.122E-05	1.947E+00	4.043E+03	4.042E+03	0.9996
9.000E+03	1.965E+00	3.692E-05	1.965E+00	4.554E+03	4.553E+03	0.9996
1.000E+04	1.982E+00	3.345E-05	1.982E+00	5.061E+03	5.059E+03	0.9997

LEAD

Energy MeV	Electron stp.–Pow $MeV-(cm^2/g)$	Nuclear stp.–Pow $MeV-(cm^2/g)$	Total stp.–Pow $MeV-(cm^2/g)$	CSDA Range (g/cm^2)	Projected Range (g/cm^2)	Detour Factor
1.000E-03	1.540E+01	8.290E-01	1.623E+01	1.079E-04	1.006E-05	0.0932
2.000E-03	2.178E+01	8.554E-01	2.264E+01	1.592E-04	1.843E-05	0.1158
3.000E-03	2.668E+01	8.508E-01	2.753E+01	1.990E-04	2.658E-05	0.1335
4.000E-03	3.081E+01	8.374E-01	3.164E+01	2.328E-04	3.460E-05	0.1486
5.000E-03	3.444E+01	8.208E-01	3.526E+01	2.627E-04	4.255E-05	0.1620
6.000E-03	3.773E+01	8.033E-01	3.853E+01	2.898E-04	5.045E-05	0.1741
7.000E-03	4.075E+01	7.856E-01	4.154E+01	3.148E-04	5.830E-05	0.1852
8.000E-03	4.357E+01	7.682E-01	4.433E+01	3.381E-04	6.611E-05	0.1955
9.000E-03	4.621E+01	7.514E-01	4.696E+01	3.600E-04	7.387E-05	0.2052
1.000E-02	4.871E+01	7.352E-01	4.944E+01	3.807E-04	8.160E-05	0.2143
2.000E-02	6.621E+01	6.075E-01	6.682E+01	5.523E-04	1.581E-04	0.2863
3.000E-02	7.885E+01	5.230E-01	7.937E+01	6.889E-04	2.325E-04	0.3376
4.000E-02	8.884E+01	4.626E-01	8.930E+01	8.074E-04	3.048E-04	0.3776
5.000E-02	9.702E+01	4.169E-01	9.744E+01	9.144E-04	3.752E-04	0.4104
6.000E-02	1.038E+02	3.807E-01	1.042E+02	1.014E-03	4.440E-04	0.4381
7.000E-02	1.095E+02	3.513E-01	1.098E+02	1.107E-03	5.115E-04	0.4621
8.000E-02	1.141E+02	3.268E-01	1.145E+02	1.196E-03	5.781E-04	0.4833
9.000E-02	1.180E+02	3.060E-01	1.183E+02	1.282E-03	6.438E-04	0.5022
1.000E-01	1.211E+02	2.880E-01	1.214E+02	1.365E-03	7.091E-04	0.5193
1.250E-01	1.261E+02	2.522E-01	1.264E+02	1.567E-03	8.712E-04	0.5561
1.500E-01	1.281E+02	2.253E-01	1.283E+02	1.763E-03	1.034E-03	0.5865
1.750E-01	1.279E+02	2.042E-01	1.281E+02	1.957E-03	1.199E-03	0.6126
2.000E-01	1.263E+02	1.872E-01	1.265E+02	2.154E-03	1.368E-03	0.6353
2.250E-01	1.236E+02	1.730E-01	1.238E+02	2.353E-03	1.543E-03	0.6555
2.500E-01	1.204E+02	1.611E-01	1.206E+02	2.558E-03	1.723E-03	0.6736
2.750E-01	1.169E+02	1.509E-01	1.171E+02	2.768E-03	1.910E-03	0.6900
3.000E-01	1.133E+02	1.421E-01	1.135E+02	2.985E-03	2.104E-03	0.7048
3.500E-01	1.064E+02	1.274E-01	1.065E+02	3.440E-03	2.514E-03	0.7309
4.000E-01	9.998E+01	1.158E-01	1.001E+02	3.925E-03	2.955E-03	0.7529
4.500E-01	9.437E+01	1.063E-01	9.448E+01	4.439E-03	3.425E-03	0.7716
5.000E-01	8.950E+01	9.838E-02	8.960E+01	4.983E-03	3.925E-03	0.7876
5.500E-01	8.518E+01	9.166E-02	8.528E+01	5.555E-03	4.452E-03	0.8015
6.000E-01	8.137E+01	8.589E-02	8.146E+01	6.155E-03	5.007E-03	0.8135
6.500E-01	7.801E+01	8.086E-02	7.810E+01	6.782E-03	5.589E-03	0.8241
7.000E-01	7.505E+01	7.644E-02	7.512E+01	7.435E-03	6.196E-03	0.8333
7.500E-01	7.242E+01	7.253E-02	7.249E+01	8.113E-03	6.827E-03	0.8415
8.000E-01	7.008E+01	6.903E-02	7.015E+01	8.814E-03	7.481E-03	0.8488
8.500E-01	6.799E+01	6.588E-02	6.806E+01	9.538E-03	8.157E-03	0.8552
9.000E-01	6.612E+01	6.303E-02	6.619E+01	1.028E-02	8.854E-03	0.8611
9.500E-01	6.444E+01	6.044E-02	6.450E+01	1.105E-02	9.571E-03	0.8663
1.000E+00	6.292E+01	5.807E-02	6.298E+01	1.183E-02	1.031E-02	0.8710
1.250E+00	5.688E+01	4.873E-02	5.693E+01	1.602E-02	1.424E-02	0.8893
1.500E+00	5.222E+01	4.216E-02	5.226E+01	2.061E-02	1.858E-02	0.9016
1.750E+00	4.846E+01	3.725E-02	4.850E+01	2.558E-02	2.329E-02	0.9105
2.000E+00	4.534E+01	3.344E-02	4.537E+01	3.091E-02	2.836E-02	0.9174
2.250E+00	4.269E+01	3.038E-02	4.272E+01	3.659E-02	3.377E-02	0.9228
2.500E+00	4.040E+01	2.788E-02	4.043E+01	4.261E-02	3.951E-02	0.9272
2.750E+00	3.840E+01	2.578E-02	3.843E+01	4.896E-02	4.557E-02	0.9308
3.000E+00	3.663E+01	2.400E-02	3.666E+01	5.562E-02	5.195E-02	0.9339
3.500E+00	3.364E+01	2.112E-02	3.366E+01	6.988E-02	6.561E-02	0.9389
4.000E+00	3.118E+01	1.890E-02	3.120E+01	8.532E-02	8.043E-02	0.9427
4.500E+00	2.913E+01	1.713E-02	2.914E+01	1.019E-01	9.639E-02	0.9458
5.000E+00	2.737E+01	1.568E-02	2.739E+01	1.196E-01	1.134E-01	0.9483
5.500E+00	2.586E+01	1.447E-02	2.587E+01	1.384E-01	1.316E-01	0.9504
6.000E+00	2.453E+01	1.344E-02	2.454E+01	1.583E-01	1.507E-01	0.9522
6.500E+00	2.336E+01	1.256E-02	2.337E+01	1.792E-01	1.709E-01	0.9538
7.000E+00	2.231E+01	1.180E-02	2.232E+01	2.011E-01	1.920E-01	0.9552
7.500E+00	2.137E+01	1.113E-02	2.138E+01	2.239E-01	2.142E-01	0.9564

8.000E+00	2.051E+01	1.053E-02	2.052E+01	2.478E-01	2.373E-01	0.9575
8.500E+00	1.974E+01	9.999E-03	1.975E+01	2.727E-01	2.613E-01	0.9584
9.000E+00	1.903E+01	9.521E-03	1.904E+01	2.985E-01	2.863E-01	0.9593
9.500E+00	1.838E+01	9.090E-03	1.839E+01	3.252E-01	3.122E-01	0.9601
1.000E+01	1.778E+01	8.698E-03	1.779E+01	3.528E-01	3.390E-01	0.9608
1.250E+01	1.535E+01	7.176E-03	1.536E+01	5.046E-01	4.863E-01	0.9638
1.500E+01	1.359E+01	6.127E-03	1.359E+01	6.780E-01	6.548E-01	0.9658
1.750E+01	1.223E+01	5.359E-03	1.224E+01	8.722E-01	8.438E-01	0.9674
2.000E+01	1.116E+01	4.770E-03	1.116E+01	1.086E+00	1.052E+00	0.9687
2.500E+01	9.550E+00	3.923E-03	9.554E+00	1.572E+00	1.526E+00	0.9706
2.750E+01	8.929E+00	3.608E-03	8.932E+00	1.843E+00	1.790E+00	0.9713
3.000E+01	8.393E+00	3.342E-03	8.396E+00	2.132E+00	2.072E+00	0.9720
3.500E+01	7.514E+00	2.916E-03	7.516E+00	2.763E+00	2.688E+00	0.9730
4.000E+01	6.822E+00	2.591E-03	6.825E+00	3.462E+00	3.371E+00	0.9739
4.500E+01	6.264E+00	2.334E-03	6.267E+00	4.227E+00	4.120E+00	0.9746
5.000E+01	5.804E+00	2.125E-03	5.806E+00	5.057E+00	4.931E+00	0.9752
5.500E+01	5.418E+00	1.952E-03	5.420E+00	5.949E+00	5.804E+00	0.9757
6.000E+01	5.088E+00	1.806E-03	5.090E+00	6.901E+00	6.737E+00	0.9761
6.500E+01	4.804E+00	1.681E-03	4.806E+00	7.913E+00	7.727E+00	0.9765
7.000E+01	4.557E+00	1.573E-03	4.558E+00	8.982E+00	8.774E+00	0.9769
7.500E+01	4.339E+00	1.479E-03	4.340E+00	1.011E+01	9.876E+00	0.9772
8.000E+01	4.146E+00	1.396E-03	4.147E+00	1.129E+01	1.103E+01	0.9775
8.500E+01	3.973E+00	1.322E-03	3.974E+00	1.252E+01	1.224E+01	0.9778
9.000E+01	3.818E+00	1.255E-03	3.819E+00	1.380E+01	1.350E+01	0.9781
9.500E+01	3.678E+00	1.196E-03	3.679E+00	1.514E+01	1.481E+01	0.9783
1.000E+02	3.551E+00	1.142E-03	3.552E+00	1.652E+01	1.616E+01	0.9785
1.250E+02	3.056E+00	9.329E-04	3.057E+00	2.414E+01	2.364E+01	0.9794
1.500E+02	2.713E+00	7.905E-04	2.714E+00	3.284E+01	3.219E+01	0.9802
1.750E+02	2.462E+00	6.870E-04	2.463E+00	4.253E+01	4.171E+01	0.9808
2.000E+02	2.270E+00	6.081E-04	2.271E+00	5.312E+01	5.212E+01	0.9813
2.250E+02	2.118E+00	5.459E-04	2.119E+00	6.453E+01	6.335E+01	0.9818
2.500E+02	1.996E+00	4.957E-04	1.996E+00	7.669E+01	7.533E+01	0.9822
2.750E+02	1.895E+00	4.541E-04	1.895E+00	8.955E+01	8.799E+01	0.9826
3.000E+02	1.810E+00	4.192E-04	1.810E+00	1.031E+02	1.013E+02	0.9829
3.500E+02	1.676E+00	3.637E-04	1.677E+00	1.318E+02	1.296E+02	0.9836
4.000E+02	1.576E+00	3.215E-04	1.577E+00	1.626E+02	1.600E+02	0.9841
4.500E+02	1.499E+00	2.883E-04	1.499E+00	1.952E+02	1.921E+02	0.9846
5.000E+02	1.437E+00	2.615E-04	1.438E+00	2.292E+02	2.258E+02	0.9850
5.500E+02	1.388E+00	2.394E-04	1.388E+00	2.646E+02	2.608E+02	0.9854
6.000E+02	1.347E+00	2.209E-04	1.348E+00	3.012E+02	2.969E+02	0.9858
6.500E+02	1.314E+00	2.051E-04	1.314E+00	3.388E+02	3.341E+02	0.9862
7.000E+02	1.286E+00	1.914E-04	1.286E+00	3.773E+02	3.722E+02	0.9865
7.500E+02	1.262E+00	1.795E-04	1.262E+00	4.165E+02	4.110E+02	0.9868
8.000E+02	1.242E+00	1.691E-04	1.242E+00	4.565E+02	4.506E+02	0.9871
8.500E+02	1.224E+00	1.598E-04	1.224E+00	4.971E+02	4.908E+02	0.9873
9.000E+02	1.209E+00	1.515E-04	1.210E+00	5.382E+02	5.315E+02	0.9876
9.500E+02	1.197E+00	1.441E-04	1.197E+00	5.797E+02	5.727E+02	0.9878
1.000E+03	1.185E+00	1.374E-04	1.186E+00	6.217E+02	6.143E+02	0.9881
1.500E+03	1.130E+00	9.419E-05	1.130E+00	1.056E+03	1.045E+03	0.9898
2.000E+03	1.120E+00	7.205E-05	1.120E+00	1.501E+03	1.488E+03	0.9910
2.500E+03	1.124E+00	5.854E-05	1.124E+00	1.947E+03	1.932E+03	0.9919
3.000E+03	1.135E+00	4.940E-05	1.135E+00	2.390E+03	2.372E+03	0.9926
4.000E+03	1.161E+00	3.780E-05	1.161E+00	3.261E+03	3.241E+03	0.9936
5.000E+03	1.187E+00	3.072E-05	1.187E+00	4.113E+03	4.090E+03	0.9944
6.000E+03	1.211E+00	2.593E-05	1.211E+00	4.947E+03	4.922E+03	0.9949
7.000E+03	1.233E+00	2.247E-05	1.233E+00	5.765E+03	5.738E+03	0.9954
8.000E+03	1.253E+00	1.985E-05	1.253E+00	6.569E+03	6.541E+03	0.9957
9.000E+03	1.271E+00	1.779E-05	1.271E+00	7.361E+03	7.332E+03	0.9960
1.000E+04	1.288E+00	1.613E-05	1.288E+00	8.143E+03	8.112E+03	0.9962

WATER, LIQUID

Energy MeV	Electron stp.–Pow $MeV-(cm^2/g)$	Nuclear stp.–Pow $MeV-(cm^2/g)$	Total stp.–Pow $MeV-(cm^2/g)$	CSDA Range (g/cm^2)	Projected Range (g/cm^2)	Detour Factor
1.000E-03	1.337E+02	4.315E+01	1.769E+02	6.319E-06	2.878E-06	0.4555
2.000E-03	1.891E+02	2.927E+01	2.184E+02	1.137E-05	5.909E-06	0.5197
3.000E-03	2.316E+02	2.281E+01	2.544E+02	1.560E-05	8.811E-06	0.5647
4.000E-03	2.675E+02	1.894E+01	2.864E+02	1.930E-05	1.155E-05	0.5986
5.000E-03	2.990E+02	1.631E+01	3.153E+02	2.262E-05	1.415E-05	0.6254
6.000E-03	3.276E+02	1.439E+01	3.420E+02	2.567E-05	1.661E-05	0.6473
7.000E-03	3.538E+02	1.292E+01	3.667E+02	2.849E-05	1.896E-05	0.6656
8.000E-03	3.782E+02	1.175E+01	3.900E+02	3.113E-05	2.121E-05	0.6813
9.000E-03	4.012E+02	1.080E+01	4.120E+02	3.363E-05	2.337E-05	0.6950
1.000E-02	4.229E+02	1.000E+01	4.329E+02	3.599E-05	2.545E-05	0.7070
2.000E-02	5.673E+02	5.939E+00	5.733E+02	5.578E-05	4.356E-05	0.7808
3.000E-02	6.628E+02	4.325E+00	6.671E+02	7.187E-05	5.883E-05	0.8187
4.000E-02	7.290E+02	3.437E+00	7.324E+02	8.613E-05	7.259E-05	0.8429
5.000E-02	7.740E+02	2.870E+00	7.768E+02	9.935E-05	8.547E-05	0.8602
6.000E-02	8.026E+02	2.473E+00	8.050E+02	1.120E-04	9.782E-05	0.8735
7.000E-02	8.183E+02	2.178E+00	8.205E+02	1.243E-04	1.099E-04	0.8842
8.000E-02	8.241E+02	1.951E+00	8.260E+02	1.364E-04	1.218E-04	0.8931
9.000E-02	8.222E+02	1.769E+00	8.239E+02	1.485E-04	1.338E-04	0.9007
1.000E-01	8.145E+02	1.620E+00	8.161E+02	1.607E-04	1.458E-04	0.9073
1.250E-01	7.801E+02	1.343E+00	7.814E+02	1.920E-04	1.767E-04	0.9207
1.500E-01	7.360E+02	1.152E+00	7.371E+02	2.249E-04	2.094E-04	0.9310
1.750E-01	6.959E+02	1.010E+00	6.969E+02	2.598E-04	2.440E-04	0.9393
2.000E-01	6.604E+02	9.016E-01	6.613E+02	2.966E-04	2.806E-04	0.9460
2.250E-01	6.286E+02	8.152E-01	6.294E+02	3.354E-04	3.191E-04	0.9515
2.500E-01	5.999E+02	7.447E-01	6.006E+02	3.761E-04	3.596E-04	0.9562
2.750E-01	5.737E+02	6.855E-01	5.744E+02	4.186E-04	4.019E-04	0.9601
3.000E-01	5.497E+02	6.351E-01	5.504E+02	4.631E-04	4.462E-04	0.9635
3.500E-01	5.075E+02	5.545E-01	5.080E+02	5.577E-04	5.404E-04	0.9689
4.000E-01	4.714E+02	4.928E-01	4.719E+02	6.599E-04	6.422E-04	0.9731
4.500E-01	4.401E+02	4.439E-01	4.406E+02	7.697E-04	7.515E-04	0.9764
5.000E-01	4.128E+02	4.043E-01	4.132E+02	8.869E-04	8.683E-04	0.9790
5.500E-01	3.888E+02	3.715E-01	3.891E+02	1.012E-03	9.926E-04	0.9811
6.000E-01	3.676E+02	3.438E-01	3.680E+02	1.144E-03	1.124E-03	0.9829
6.500E-01	3.489E+02	3.201E-01	3.492E+02	1.283E-03	1.263E-03	0.9844
7.000E-01	3.322E+02	2.996E-01	3.325E+02	1.430E-03	1.410E-03	0.9857
7.500E-01	3.172E+02	2.817E-01	3.175E+02	1.584E-03	1.563E-03	0.9868
8.000E-01	3.037E+02	2.658E-01	3.039E+02	1.745E-03	1.724E-03	0.9877
8.500E-01	2.914E+02	2.516E-01	2.917E+02	1.913E-03	1.891E-03	0.9886
9.000E-01	2.803E+02	2.390E-01	2.805E+02	2.088E-03	2.066E-03	0.9893
9.500E-01	2.700E+02	2.276E-01	2.702E+02	2.270E-03	2.247E-03	0.9899
1.000E+00	2.606E+02	2.173E-01	2.608E+02	2.458E-03	2.435E-03	0.9905
1.250E+00	2.228E+02	1.775E-01	2.229E+02	3.499E-03	3.472E-03	0.9925
1.500E+00	1.955E+02	1.504E-01	1.957E+02	4.698E-03	4.669E-03	0.9938
1.750E+00	1.748E+02	1.307E-01	1.749E+02	6.052E-03	6.020E-03	0.9946
2.000E+00	1.585E+02	1.157E-01	1.586E+02	7.555E-03	7.519E-03	0.9952
2.250E+00	1.453E+02	1.038E-01	1.454E+02	9.203E-03	9.164E-03	0.9957
2.500E+00	1.343E+02	9.428E-02	1.344E+02	1.099E-02	1.095E-02	0.9960
2.750E+00	1.250E+02	8.637E-02	1.251E+02	1.292E-02	1.288E-02	0.9963
3.000E+00	1.171E+02	7.972E-02	1.172E+02	1.499E-02	1.494E-02	0.9965
3.500E+00	1.041E+02	6.916E-02	1.042E+02	1.952E-02	1.946E-02	0.9968
4.000E+00	9.398E+01	6.113E-02	9.404E+01	2.458E-02	2.451E-02	0.9971
4.500E+00	8.580E+01	5.481E-02	8.586E+01	3.015E-02	3.007E-02	0.9973
5.000E+00	7.906E+01	4.970E-02	7.911E+01	3.623E-02	3.613E-02	0.9974
5.500E+00	7.339E+01	4.549E-02	7.343E+01	4.279E-02	4.268E-02	0.9975
6.000E+00	6.854E+01	4.195E-02	6.858E+01	4.984E-02	4.972E-02	0.9976
6.500E+00	6.434E+01	3.894E-02	6.438E+01	5.737E-02	5.724E-02	0.9977
7.000E+00	6.068E+01	3.634E-02	6.071E+01	6.537E-02	6.522E-02	0.9977
7.500E+00	5.744E+01	3.407E-02	5.747E+01	7.384E-02	7.368E-02	0.9978

8.000E+00	5.456E+01	3.208E-02	5.460E+01	8.277E-02	8.259E-02	0.9978
8.500E+00	5.199E+01	3.031E-02	5.202E+01	9.215E-02	9.196E-02	0.9979
9.000E+00	4.966E+01	2.873E-02	4.969E+01	1.020E-01	1.018E-01	0.9979
9.500E+00	4.756E+01	2.731E-02	4.759E+01	1.123E-01	1.120E-01	0.9979
1.000E+01	4.564E+01	2.603E-02	4.567E+01	1.230E-01	1.228E-01	0.9980
1.250E+01	3.813E+01	2.111E-02	3.815E+01	1.832E-01	1.828E-01	0.9981
1.500E+01	3.290E+01	1.778E-02	3.292E+01	2.539E-01	2.535E-01	0.9982
1.750E+01	2.904E+01	1.538E-02	2.905E+01	3.350E-01	3.344E-01	0.9982
2.000E+01	2.605E+01	1.356E-02	2.607E+01	4.260E-01	4.252E-01	0.9983
2.500E+01	2.174E+01	1.098E-02	2.175E+01	6.370E-01	6.359E-01	0.9983
2.750E+01	2.012E+01	1.003E-02	2.013E+01	7.566E-01	7.553E-01	0.9984
3.000E+01	1.875E+01	9.239E-03	1.876E+01	8.853E-01	8.839E-01	0.9984
3.500E+01	1.656E+01	7.983E-03	1.656E+01	1.170E+00	1.168E+00	0.9984
4.000E+01	1.487E+01	7.034E-03	1.488E+01	1.489E+00	1.486E+00	0.9985
4.500E+01	1.353E+01	6.290E-03	1.354E+01	1.841E+00	1.839E+00	0.9985
5.000E+01	1.244E+01	5.691E-03	1.245E+01	2.227E+00	2.224E+00	0.9985
5.500E+01	1.154E+01	5.199E-03	1.154E+01	2.644E+00	2.641E+00	0.9985
6.000E+01	1.078E+01	4.786E-03	1.078E+01	3.093E+00	3.089E+00	0.9986
6.500E+01	1.012E+01	4.435E-03	1.013E+01	3.572E+00	3.567E+00	0.9986
7.000E+01	9.555E+00	4.134E-03	9.559E+00	4.080E+00	4.075E+00	0.9986
7.500E+01	9.059E+00	3.871E-03	9.063E+00	4.618E+00	4.611E+00	0.9986
8.000E+01	8.622E+00	3.641E-03	8.625E+00	5.184E+00	5.176E+00	0.9986
8.500E+01	8.233E+00	3.437E-03	8.236E+00	5.777E+00	5.769E+00	0.9986
9.000E+01	7.884E+00	3.255E-03	7.888E+00	6.398E+00	6.389E+00	0.9986
9.500E+01	7.570E+00	3.092E-03	7.573E+00	7.045E+00	7.035E+00	0.9986
1.000E+02	7.286E+00	2.944E-03	7.289E+00	7.718E+00	7.707E+00	0.9987
1.250E+02	6.190E+00	2.381E-03	6.192E+00	1.146E+01	1.144E+01	0.9987
1.500E+02	5.443E+00	2.001E-03	5.445E+00	1.577E+01	1.576E+01	0.9987
1.750E+02	4.901E+00	1.728E-03	4.903E+00	2.062E+01	2.060E+01	0.9988
2.000E+02	4.491E+00	1.522E-03	4.492E+00	2.596E+01	2.593E+01	0.9988
2.250E+02	4.169E+00	1.361E-03	4.170E+00	3.174E+01	3.171E+01	0.9988
2.500E+02	3.910E+00	1.231E-03	3.911E+00	3.794E+01	3.790E+01	0.9989
2.750E+02	3.697E+00	1.124E-03	3.698E+00	4.452E+01	4.447E+01	0.9989
3.000E+02	3.519E+00	1.035E-03	3.520E+00	5.145E+01	5.139E+01	0.9989
3.500E+02	3.240E+00	8.936E-04	3.241E+00	6.628E+01	6.621E+01	0.9989
4.000E+02	3.031E+00	7.870E-04	3.032E+00	8.225E+01	8.217E+01	0.9990
4.500E+02	2.870E+00	7.037E-04	2.871E+00	9.921E+01	9.912E+01	0.9990
5.000E+02	2.743E+00	6.367E-04	2.743E+00	1.170E+02	1.169E+02	0.9990
5.500E+02	2.640E+00	5.816E-04	2.640E+00	1.356E+02	1.355E+02	0.9991
6.000E+02	2.555E+00	5.355E-04	2.556E+00	1.549E+02	1.547E+02	0.9991
6.500E+02	2.485E+00	4.963E-04	2.485E+00	1.747E+02	1.746E+02	0.9991
7.000E+02	2.426E+00	4.626E-04	2.426E+00	1.951E+02	1.949E+02	0.9991
7.500E+02	2.375E+00	4.333E-04	2.376E+00	2.159E+02	2.158E+02	0.9991
8.000E+02	2.333E+00	4.076E-04	2.333E+00	2.372E+02	2.370E+02	0.9992
8.500E+02	2.296E+00	3.849E-04	2.296E+00	2.588E+02	2.586E+02	0.9992
9.000E+02	2.264E+00	3.646E-04	2.264E+00	2.807E+02	2.805E+02	0.9992
9.500E+02	2.236E+00	3.464E-04	2.236E+00	3.029E+02	3.027E+02	0.9992
1.000E+03	2.211E+00	3.300E-04	2.211E+00	3.254E+02	3.252E+02	0.9992
1.500E+03	2.070E+00	2.249E-04	2.070E+00	5.605E+02	5.601E+02	0.9993
2.000E+03	2.021E+00	1.715E-04	2.021E+00	8.054E+02	8.049E+02	0.9994
2.500E+03	2.004E+00	1.390E-04	2.004E+00	1.054E+03	1.053E+03	0.9995
3.000E+03	2.001E+00	1.171E-04	2.001E+00	1.304E+03	1.303E+03	0.9995
4.000E+03	2.012E+00	8.939E-05	2.012E+00	1.802E+03	1.802E+03	0.9996
5.000E+03	2.031E+00	7.251E-05	2.031E+00	2.297E+03	2.296E+03	0.9996
6.000E+03	2.052E+00	6.112E-05	2.052E+00	2.787E+03	2.786E+03	0.9997
7.000E+03	2.072E+00	5.291E-05	2.072E+00	3.272E+03	3.271E+03	0.9997
8.000E+03	2.091E+00	4.669E-05	2.091E+00	3.752E+03	3.751E+03	0.9997
9.000E+03	2.109E+00	4.181E-05	2.109E+00	4.228E+03	4.227E+03	0.9997
1.000E+04	2.126E+00	3.788E-05	2.126E+00	4.700E+03	4.699E+03	0.9998

Stopping Powers and Range Tables for Electrons

AIR, DRY (NEAR SEA LEVEL)

Energy *MeV*	*Collision* *stp.– Pow* $MeV-(cm^2/g)$	*Radiative* *stp.– Pow* $MeV-(cm^2/g)$	*Total* *stp.– Pow* $MeV-(cm^2/g)$	*CSDA* *Range* (g/cm^2)	*Radiationd* *Yield*	*D.Effect* *Parameter*
1.000E-02	1.975E+01	3.897E-03	1.976E+01	2.884E-04	1.082E-04	0.000E+00
1.500E-02	1.444E+01	3.937E-03	1.445E+01	5.886E-04	1.506E-04	0.000E+00
2.000E-02	1.157E+01	3.954E-03	1.158E+01	9.782E-04	1.898E-04	0.000E+00
3.000E-02	8.491E+00	3.976E-03	8.495E+00	2.002E-03	2.619E-04	0.000E+00
4.000E-02	6.848E+00	3.998E-03	6.852E+00	3.322E-03	3.280E-04	0.000E+00
5.000E-02	5.818E+00	4.025E-03	5.822E+00	4.913E-03	3.900E-04	0.000E+00
6.000E-02	5.110E+00	4.057E-03	5.114E+00	6.751E-03	4.488E-04	0.000E+00
7.000E-02	4.593E+00	4.093E-03	4.597E+00	8.817E-03	5.050E-04	0.000E+00
8.000E-02	4.197E+00	4.133E-03	4.201E+00	1.110E-02	5.590E-04	0.000E+00
9.000E-02	3.885E+00	4.175E-03	3.889E+00	1.357E-02	6.112E-04	0.000E+00
1.000E-01	3.633E+00	4.222E-03	3.637E+00	1.623E-02	6.618E-04	0.000E+00
1.500E-01	2.861E+00	4.485E-03	2.865E+00	3.193E-02	8.968E-04	0.000E+00
2.000E-01	2.469E+00	4.789E-03	2.474E+00	5.082E-02	1.111E-03	0.000E+00
3.000E-01	2.084E+00	5.495E-03	2.089E+00	9.528E-02	1.502E-03	0.000E+00
4.000E-01	1.902E+00	6.311E-03	1.908E+00	1.456E-01	1.869E-03	0.000E+00
5.000E-01	1.802E+00	7.223E-03	1.809E+00	1.995E-01	2.225E-03	0.000E+00
6.000E-01	1.743E+00	8.210E-03	1.751E+00	2.558E-01	2.577E-03	0.000E+00
7.000E-01	1.706E+00	9.258E-03	1.715E+00	3.136E-01	2.930E-03	0.000E+00
8.000E-01	1.683E+00	1.036E-02	1.694E+00	3.723E-01	3.283E-03	0.000E+00
9.000E-01	1.669E+00	1.151E-02	1.681E+00	4.316E-01	3.639E-03	0.000E+00
1.000E+00	1.661E+00	1.271E-02	1.674E+00	4.912E-01	3.997E-03	0.000E+00
1.500E+00	1.661E+00	1.927E-02	1.680E+00	7.901E-01	5.836E-03	0.000E+00
2.000E+00	1.684E+00	2.656E-02	1.711E+00	1.085E+00	7.748E-03	0.000E+00
3.000E+00	1.740E+00	4.260E-02	1.783E+00	1.658E+00	1.173E-02	0.000E+00
4.000E+00	1.790E+00	5.999E-02	1.850E+00	2.208E+00	1.583E-02	0.000E+00
5.000E+00	1.833E+00	7.838E-02	1.911E+00	2.740E+00	2.001E-02	0.000E+00
6.000E+00	1.870E+00	9.754E-02	1.967E+00	3.255E+00	2.422E-02	0.000E+00
7.000E+00	1.902E+00	1.173E-01	2.020E+00	3.757E+00	2.846E-02	0.000E+00
8.000E+00	1.931E+00	1.376E-01	2.068E+00	4.246E+00	3.269E-02	0.000E+00
9.000E+00	1.956E+00	1.584E-01	2.115E+00	4.724E+00	3.692E-02	0.000E+00
1.000E+01	1.979E+00	1.795E-01	2.159E+00	5.192E+00	4.113E-02	0.000E+00
1.500E+01	2.069E+00	2.895E-01	2.359E+00	7.405E+00	6.182E-02	0.000E+00
2.000E+01	2.134E+00	4.042E-01	2.539E+00	9.447E+00	8.167E-02	0.000E+00
3.000E+01	2.226E+00	6.417E-01	2.868E+00	1.315E+01	1.186E-01	7.563E-03
4.000E+01	2.282E+00	8.855E-01	3.167E+00	1.646E+01	1.520E-01	1.375E-01
5.000E+01	2.319E+00	1.133E+00	3.452E+00	1.948E+01	1.825E-01	3.189E-01
6.000E+01	2.347E+00	1.384E+00	3.731E+00	2.227E+01	2.104E-01	5.025E-01
7.000E+01	2.369E+00	1.637E+00	4.006E+00	2.486E+01	2.361E-01	6.758E-01
8.000E+01	2.387E+00	1.892E+00	4.279E+00	2.727E+01	2.598E-01	8.361E-01
9.000E+01	2.403E+00	2.148E+00	4.551E+00	2.954E+01	2.818E-01	9.837E-01
1.000E+02	2.417E+00	2.405E+00	4.822E+00	3.167E+01	3.022E-01	1.120E+00
1.500E+02	2.468E+00	3.705E+00	6.173E+00	4.081E+01	3.859E-01	1.670E+00
2.000E+02	2.502E+00	5.018E+00	7.520E+00	4.814E+01	4.484E-01	2.078E+00
2.500E+02	2.529E+00	6.340E+00	8.868E+00	5.425E+01	4.972E-01	2.403E+00
3.000E+02	2.550E+00	7.667E+00	1.022E+01	5.950E+01	5.365E-01	2.674E+00
3.500E+02	2.567E+00	8.998E+00	1.157E+01	6.410E+01	5.691E-01	2.909E+00
4.000E+02	2.582E+00	1.033E+01	1.292E+01	6.819E+01	5.967E-01	3.116E+00
4.500E+02	2.595E+00	1.167E+01	1.427E+01	7.187E+01	6.203E-01	3.302E+00
5.000E+02	2.606E+00	1.301E+01	1.562E+01	7.522E+01	6.409E-01	3.471E+00
5.500E+02	2.616E+00	1.435E+01	1.697E+01	7.829E+01	6.589E-01	3.627E+00
6.000E+02	2.625E+00	1.569E+01	1.832E+01	8.113E+01	6.750E-01	3.772E+00
7.000E+02	2.641E+00	1.838E+01	2.102E+01	8.622E+01	7.022E-01	4.034E+00
8.000E+02	2.653E+00	2.107E+01	2.372E+01	9.069E+01	7.247E-01	4.267E+00
9.000E+02	2.664E+00	2.376E+01	2.643E+01	9.468E+01	7.435E-01	4.476E+00
1.000E+03	2.674E+00	2.646E+01	2.913E+01	9.829E+01	7.595E-01	4.667E+00

ALUMINUM

Energy MeV	Collision stp.– Pow $MeV-(cm^2/g)$	Radiative stp.– Pow $MeV-(cm^2/g)$	Total stp.– Pow $MeV-(cm^2/g)$	CSDA Range (g/cm^2)	Radiationd Yield	D.Effect Parameter
1.000E-02	1.649E+01	6.559E-03	1.650E+01	3.539E-04	2.132E-04	3.534E-04
2.000E-02	9.844E+00	6.926E-03	9.851E+00	1.170E-03	3.840E-04	1.031E-03
3.000E-02	7.287E+00	7.059E-03	7.294E+00	2.367E-03	5.353E-04	2.005E-03
4.000E-02	5.909E+00	7.133E-03	5.916E+00	3.900E-03	6.736E-04	3.246E-03
5.000E-02	5.039E+00	7.191E-03	5.046E+00	5.738E-03	8.022E-04	4.732E-03
6.000E-02	4.439E+00	7.243E-03	4.446E+00	7.855E-03	9.232E-04	6.440E-03
7.000E-02	3.998E+00	7.295E-03	4.005E+00	1.023E-02	1.038E-03	8.351E-03
8.000E-02	3.661E+00	7.350E-03	3.668E+00	1.284E-02	1.147E-03	1.045E-02
9.000E-02	3.394E+00	7.411E-03	3.401E+00	1.568E-02	1.252E-03	1.271E-02
1.000E-01	3.177E+00	7.476E-03	3.185E+00	1.872E-02	1.353E-03	1.513E-02
1.500E-01	2.513E+00	7.865E-03	2.521E+00	3.659E-02	1.816E-03	2.907E-02
2.000E-01	2.174E+00	8.344E-03	2.183E+00	5.804E-02	2.231E-03	4.525E-02
3.000E-01	1.839E+00	9.487E-03	1.849E+00	1.083E-01	2.982E-03	8.116E-02
4.000E-01	1.680E+00	1.082E-02	1.691E+00	1.652E-01	3.678E-03	1.190E-01
5.000E-01	1.592E+00	1.230E-02	1.604E+00	2.260E-01	4.349E-03	1.569E-01
6.000E-01	1.540E+00	1.390E-02	1.554E+00	2.894E-01	5.009E-03	1.943E-01
7.000E-01	1.507E+00	1.560E-02	1.522E+00	3.545E-01	5.664E-03	2.307E-01
8.000E-01	1.486E+00	1.739E-02	1.503E+00	4.206E-01	6.319E-03	2.661E-01
9.000E-01	1.473E+00	1.925E-02	1.492E+00	4.874E-01	6.976E-03	3.005E-01
1.000E+00	1.465E+00	2.119E-02	1.486E+00	5.546E-01	7.636E-03	3.339E-01
1.500E+00	1.460E+00	3.177E-02	1.491E+00	8.913E-01	1.101E-02	4.898E-01
2.000E+00	1.475E+00	4.350E-02	1.518E+00	1.224E+00	1.449E-02	6.349E-01
3.000E+00	1.510E+00	6.924E-02	1.580E+00	1.869E+00	2.173E-02	9.145E-01
4.000E+00	1.540E+00	9.702E-02	1.637E+00	2.491E+00	2.918E-02	1.183E+00
4.500E+00	1.552E+00	1.115E-01	1.664E+00	2.794E+00	3.296E-02	1.311E+00
5.000E+00	1.564E+00	1.263E-01	1.690E+00	3.092E+00	3.675E-02	1.433E+00
5.500E+00	1.574E+00	1.413E-01	1.715E+00	3.386E+00	4.055E-02	1.550E+00
6.000E+00	1.583E+00	1.567E-01	1.739E+00	3.675E+00	4.436E-02	1.661E+00
7.000E+00	1.599E+00	1.879E-01	1.787E+00	4.242E+00	5.197E-02	1.868E+00
8.000E+00	1.613E+00	2.200E-01	1.833E+00	4.795E+00	5.955E-02	2.055E+00
9.000E+00	1.625E+00	2.526E-01	1.877E+00	5.334E+00	6.708E-02	2.226E+00
1.000E+01	1.636E+00	2.858E-01	1.921E+00	5.861E+00	7.454E-02	2.384E+00
1.250E+01	1.658E+00	3.706E-01	2.029E+00	7.127E+00	9.281E-02	2.727E+00
1.500E+01	1.676E+00	4.574E-01	2.134E+00	8.328E+00	1.105E-01	3.016E+00
1.750E+01	1.691E+00	5.459E-01	2.237E+00	9.472E+00	1.275E-01	3.265E+00
2.000E+01	1.704E+00	6.357E-01	2.340E+00	1.056E+01	1.438E-01	3.484E+00
2.500E+01	1.726E+00	8.179E-01	2.544E+00	1.261E+01	1.745E-01	3.857E+00
3.000E+01	1.743E+00	1.003E+00	2.746E+00	1.450E+01	2.027E-01	4.168E+00
3.500E+01	1.757E+00	1.190E+00	2.947E+00	1.626E+01	2.287E-01	4.435E+00
4.000E+01	1.769E+00	1.379E+00	3.148E+00	1.790E+01	2.528E-01	4.669E+00
5.000E+01	1.789E+00	1.761E+00	3.550E+00	2.089E+01	2.959E-01	5.068E+00
6.000E+01	1.805E+00	2.147E+00	3.951E+00	2.356E+01	3.333E-01	5.401E+00
7.000E+01	1.818E+00	2.535E+00	4.353E+00	2.597E+01	3.662E-01	5.687E+00
8.000E+01	1.829E+00	2.927E+00	4.755E+00	2.817E+01	3.953E-01	5.938E+00
9.000E+01	1.838E+00	3.320E+00	5.158E+00	3.019E+01	4.214E-01	6.161E+00
1.000E+02	1.847E+00	3.714E+00	5.561E+00	3.205E+01	4.448E-01	6.363E+00
1.500E+02	1.879E+00	5.705E+00	7.583E+00	3.972E+01	5.346E-01	7.150E+00
2.000E+02	1.900E+00	7.714E+00	9.614E+00	4.557E+01	5.958E-01	7.716E+00
3.000E+02	1.931E+00	1.176E+01	1.369E+01	5.424E+01	6.751E-01	8.519E+00
4.000E+02	1.952E+00	1.583E+01	1.778E+01	6.063E+01	7.253E-01	9.091E+00
5.000E+02	1.969E+00	1.992E+01	2.189E+01	6.569E+01	7.604E-01	9.536E+00
6.000E+02	1.983E+00	2.401E+01	2.599E+01	6.988E+01	7.866E-01	9.900E+00
7.000E+02	1.994E+00	2.811E+01	3.010E+01	7.345E+01	8.069E-01	1.021E+01
8.000E+02	2.004E+00	3.221E+01	3.421E+01	7.656E+01	8.233E-01	1.047E+01
9.000E+02	2.013E+00	3.631E+01	3.833E+01	7.932E+01	8.367E-01	1.071E+01

LEAD

Energy MeV	Collision stp.– Pow $MeV-(cm^2/g)$	Radiative stp.– Pow $MeV-(cm^2/g)$	Total stp.– Pow $MeV-(cm^2/g)$	CSDA Range (g/cm^2)	Radiationd Yield	D.Effect Parameter
1.000E-02	8.428E+00	2.045E-02	8.448E+00	8.255E-04	1.191E-03	4.841E-04
1.500E-02	6.561E+00	2.421E-02	6.585E+00	1.502E-03	1.810E-03	7.491E-04
2.000E-02	5.453E+00	2.693E-02	5.480E+00	2.339E-03	2.432E-03	1.029E-03
3.000E-02	4.182E+00	3.086E-02	4.212E+00	4.445E-03	3.664E-03	1.633E-03
4.000E-02	3.463E+00	3.376E-02	3.497E+00	7.066E-03	4.872E-03	2.294E-03
5.000E-02	2.997E+00	3.613E-02	3.034E+00	1.015E-02	6.055E-03	3.011E-03
6.000E-02	2.670E+00	3.817E-02	2.708E+00	1.365E-02	7.214E-03	3.783E-03
7.000E-02	2.426E+00	3.998E-02	2.466E+00	1.752E-02	8.349E-03	4.608E-03
8.000E-02	2.237E+00	4.162E-02	2.279E+00	2.175E-02	9.461E-03	5.485E-03
9.000E-02	2.087E+00	4.313E-02	2.130E+00	2.629E-02	1.055E-02	6.413E-03
1.000E-01	1.964E+00	4.454E-02	2.008E+00	3.113E-02	1.162E-02	7.392E-03
1.500E-01	1.583E+00	5.054E-02	1.633E+00	5.905E-02	1.664E-02	1.300E-02
2.000E-01	1.387E+00	5.555E-02	1.442E+00	9.180E-02	2.118E-02	1.971E-02
3.000E-01	1.193E+00	6.460E-02	1.257E+00	1.668E-01	2.917E-02	3.579E-02
4.000E-01	1.102E+00	7.340E-02	1.175E+00	2.494E-01	3.614E-02	5.437E-02
5.000E-01	1.053E+00	8.228E-02	1.135E+00	3.361E-01	4.241E-02	7.443E-02
6.000E-01	1.026E+00	9.132E-02	1.117E+00	4.250E-01	4.820E-02	9.529E-02
7.000E-01	1.009E+00	1.005E-01	1.110E+00	5.149E-01	5.363E-02	1.166E-01
8.000E-01	1.000E+00	1.098E-01	1.110E+00	6.050E-01	5.877E-02	1.380E-01
9.000E-01	9.957E-01	1.193E-01	1.115E+00	6.949E-01	6.369E-02	1.595E-01
1.000E+00	9.939E-01	1.290E-01	1.123E+00	7.843E-01	6.842E-02	1.809E-01
1.250E+00	9.966E-01	1.537E-01	1.150E+00	1.004E+00	7.960E-02	2.337E-01
1.500E+00	1.004E+00	1.792E-01	1.183E+00	1.219E+00	9.009E-02	2.854E-01
1.750E+00	1.014E+00	2.053E-01	1.219E+00	1.427E+00	1.001E-01	3.360E-01
2.000E+00	1.024E+00	2.319E-01	1.256E+00	1.629E+00	1.096E-01	3.855E-01
2.500E+00	1.044E+00	2.866E-01	1.331E+00	2.016E+00	1.277E-01	4.817E-01
3.000E+00	1.063E+00	3.427E-01	1.406E+00	2.381E+00	1.447E-01	5.743E-01
4.000E+00	1.095E+00	4.582E-01	1.553E+00	3.057E+00	1.761E-01	7.479E-01
5.000E+00	1.120E+00	5.773E-01	1.698E+00	3.673E+00	2.045E-01	9.061E-01
5.500E+00	1.132E+00	6.379E-01	1.769E+00	3.962E+00	2.177E-01	9.798E-01
6.000E+00	1.142E+00	6.991E-01	1.841E+00	4.239E+00	2.304E-01	1.050E+00
7.000E+00	1.160E+00	8.233E-01	1.983E+00	4.762E+00	2.543E-01	1.182E+00
8.000E+00	1.175E+00	9.495E-01	2.125E+00	5.249E+00	2.765E-01	1.304E+00
9.000E+00	1.189E+00	1.077E+00	2.266E+00	5.705E+00	2.970E-01	1.417E+00
1.000E+01	1.201E+00	1.206E+00	2.407E+00	6.133E+00	3.162E-01	1.523E+00
1.500E+01	1.246E+00	1.870E+00	3.116E+00	7.954E+00	3.955E-01	1.964E+00
2.000E+01	1.277E+00	2.554E+00	3.830E+00	9.399E+00	4.555E-01	2.310E+00
3.000E+01	1.318E+00	3.961E+00	5.279E+00	1.161E+01	5.412E-01	2.841E+00
4.000E+01	1.345E+00	5.402E+00	6.747E+00	1.329E+01	6.002E-01	3.247E+00
5.000E+01	1.365E+00	6.865E+00	8.231E+00	1.463E+01	6.439E-01	3.579E+00
6.000E+01	1.381E+00	8.345E+00	9.726E+00	1.574E+01	6.777E-01	3.861E+00
7.000E+01	1.395E+00	9.836E+00	1.123E+01	1.670E+01	7.048E-01	4.107E+00
8.000E+01	1.406E+00	1.134E+01	1.274E+01	1.753E+01	7.270E-01	4.326E+00
9.000E+01	1.415E+00	1.284E+01	1.426E+01	1.828E+01	7.457E-01	4.521E+00
1.000E+02	1.423E+00	1.436E+01	1.578E+01	1.894E+01	7.617E-01	4.699E+00
1.500E+02	1.455E+00	2.198E+01	2.344E+01	2.153E+01	8.164E-01	5.404E+00
2.000E+02	1.476E+00	2.966E+01	3.114E+01	2.337E+01	8.488E-01	5.921E+00
3.000E+02	1.504E+00	4.509E+01	4.660E+01	2.598E+01	8.862E-01	6.670E+00
4.000E+02	1.523E+00	6.058E+01	6.210E+01	2.783E+01	9.077E-01	7.213E+00
5.000E+02	1.538E+00	7.609E+01	7.763E+01	2.927E+01	9.217E-01	7.640E+00
6.000E+02	1.550E+00	9.163E+01	9.318E+01	3.044E+01	9.317E-01	7.992E+00
7.000E+02	1.560E+00	1.072E+02	1.087E+02	3.143E+01	9.393E-01	8.290E+00
8.000E+02	1.568E+00	1.227E+02	1.243E+02	3.229E+01	9.452E-01	8.550E+00
9.000E+02	1.576E+00	1.383E+02	1.399E+02	3.305E+01	9.500E-01	8.780E+00
1.000E+03	1.583E+00	1.539E+02	1.555E+02	3.373E+01	9.539E-01	8.986E+00

TISSUE, SOFT (ICRP)

Energy MeV	Collision stp.– Pow MeV – (cm^2/g)	Radiative stp.– Pow MeV – (cm^2/g)	Total stp.– Pow MeV – (cm^2/g)	CSDA Range (g/cm^2)	Radiationd Yield	D.Effect Parameter
1.000E-02	2.257E+01	3.680E-03	2.257E+01	2.512E-04	8.894E-05	0.000E+00
1.500E-02	1.646E+01	3.721E-03	1.647E+01	5.144E-04	1.243E-04	0.000E+00
2.000E-02	1.317E+01	3.740E-03	1.317E+01	8.565E-04	1.571E-04	0.000E+00
3.000E-02	9.643E+00	3.762E-03	9.647E+00	1.757E-03	2.173E-04	0.000E+00
4.000E-02	7.767E+00	3.785E-03	7.771E+00	2.921E-03	2.728E-04	0.000E+00
5.000E-02	6.593E+00	3.811E-03	6.597E+00	4.324E-03	3.248E-04	0.000E+00
6.000E-02	5.787E+00	3.842E-03	5.791E+00	5.946E-03	3.742E-04	0.000E+00
7.000E-02	5.198E+00	3.877E-03	5.202E+00	7.772E-03	4.214E-04	0.000E+00
8.000E-02	4.749E+00	3.916E-03	4.753E+00	9.786E-03	4.668E-04	0.000E+00
9.000E-02	4.394E+00	3.958E-03	4.398E+00	1.198E-02	5.107E-04	0.000E+00
1.000E-01	4.107E+00	4.002E-03	4.111E+00	1.433E-02	5.533E-04	0.000E+00
1.500E-01	3.230E+00	4.258E-03	3.235E+00	2.822E-02	7.515E-04	0.000E+00
2.000E-01	2.786E+00	4.551E-03	2.791E+00	4.497E-02	9.324E-04	0.000E+00
3.000E-01	2.349E+00	5.232E-03	2.354E+00	8.441E-02	1.265E-03	0.000E+00
4.000E-01	2.142E+00	6.018E-03	2.148E+00	1.291E-01	1.576E-03	0.000E+00
5.000E-01	2.027E+00	6.895E-03	2.034E+00	1.770E-01	1.880E-03	7.184E-03
6.000E-01	1.955E+00	7.844E-03	1.963E+00	2.271E-01	2.182E-03	5.251E-02
7.000E-01	1.908E+00	8.854E-03	1.917E+00	2.787E-01	2.485E-03	1.066E-01
8.000E-01	1.876E+00	9.914E-03	1.886E+00	3.314E-01	2.792E-03	1.657E-01
9.000E-01	1.854E+00	1.102E-02	1.865E+00	3.847E-01	3.102E-03	2.276E-01
1.000E+00	1.839E+00	1.218E-02	1.851E+00	4.385E-01	3.416E-03	2.908E-01
1.500E+00	1.810E+00	1.849E-02	1.829E+00	7.110E-01	5.051E-03	6.012E-01
2.000E+00	1.812E+00	2.552E-02	1.838E+00	9.839E-01	6.784E-03	8.807E-01
3.000E+00	1.835E+00	4.099E-02	1.876E+00	1.523E+00	1.047E-02	1.343E+00
4.000E+00	1.859E+00	5.778E-02	1.917E+00	2.050E+00	1.434E-02	1.710E+00
5.000E+00	1.881E+00	7.553E-02	1.957E+00	2.566E+00	1.835E-02	2.012E+00
6.000E+00	1.901E+00	9.404E-02	1.995E+00	3.073E+00	2.243E-02	2.268E+00
7.000E+00	1.918E+00	1.132E-01	2.031E+00	3.569E+00	2.658E-02	2.491E+00
8.000E+00	1.932E+00	1.328E-01	2.065E+00	4.058E+00	3.076E-02	2.688E+00
9.000E+00	1.946E+00	1.528E-01	2.099E+00	4.538E+00	3.496E-02	2.865E+00
1.000E+01	1.958E+00	1.733E-01	2.131E+00	5.011E+00	3.917E-02	3.025E+00
1.500E+01	2.003E+00	2.796E-01	2.283E+00	7.276E+00	6.014E-02	3.666E+00
2.000E+01	2.035E+00	3.905E-01	2.425E+00	9.401E+00	8.060E-02	4.144E+00
3.000E+01	2.077E+00	6.204E-01	2.697E+00	1.331E+01	1.192E-01	4.853E+00
3.500E+01	2.092E+00	7.378E-01	2.830E+00	1.512E+01	1.373E-01	5.133E+00
4.000E+01	2.105E+00	8.565E-01	2.961E+00	1.684E+01	1.545E-01	5.379E+00
5.000E+01	2.126E+00	1.097E+00	3.222E+00	2.008E+01	1.867E-01	5.799E+00
6.000E+01	2.142E+00	1.340E+00	3.482E+00	2.307E+01	2.161E-01	6.147E+00
7.000E+01	2.156E+00	1.585E+00	3.741E+00	2.584E+01	2.430E-01	6.444E+00
8.000E+01	2.168E+00	1.832E+00	4.000E+00	2.842E+01	2.678E-01	6.704E+00
9.000E+01	2.178E+00	2.080E+00	4.259E+00	3.084E+01	2.906E-01	6.934E+00
1.000E+02	2.188E+00	2.330E+00	4.517E+00	3.312E+01	3.118E-01	7.141E+00
1.250E+02	2.207E+00	2.957E+00	5.164E+00	3.829E+01	3.585E-01	7.581E+00
1.500E+02	2.223E+00	3.590E+00	5.812E+00	4.285E+01	3.981E-01	7.941E+00
1.750E+02	2.236E+00	4.225E+00	6.461E+00	4.693E+01	4.321E-01	8.247E+00
2.000E+02	2.247E+00	4.863E+00	7.111E+00	5.062E+01	4.618E-01	8.513E+00
2.500E+02	2.266E+00	6.145E+00	8.412E+00	5.708E+01	5.111E-01	8.957E+00
3.000E+02	2.282E+00	7.433E+00	9.716E+00	6.260E+01	5.507E-01	9.320E+00
3.500E+02	2.295E+00	8.726E+00	1.102E+01	6.743E+01	5.833E-01	9.627E+00
4.000E+02	2.306E+00	1.002E+01	1.233E+01	7.172E+01	6.107E-01	9.894E+00
5.000E+02	2.325E+00	1.262E+01	1.494E+01	7.908E+01	6.545E-01	1.034E+01
6.000E+02	2.341E+00	1.522E+01	1.756E+01	8.524E+01	6.881E-01	1.070E+01
7.000E+02	2.354E+00	1.783E+01	2.019E+01	9.055E+01	7.149E-01	1.101E+01
8.000E+02	2.365E+00	2.045E+01	2.281E+01	9.520E+01	7.368E-01	1.128E+01
9.000E+02	2.375E+00	2.306E+01	2.544E+01	9.935E+01	7.551E-01	1.151E+01

WATER, LIQUID

Energy MeV	Collision stp.– Pow $MeV-(cm^2/g)$	Radiative stp.– Pow $MeV-(cm^2/g)$	Total stp.– Pow $MeV-(cm^2/g)$	CSDA Range (g/cm^2)	Radiationd Yield	D.Effect Parameter
1.000E-02	2.256E+01	3.898E-03	2.256E+01	2.515E-04	9.408E-05	0.000E+00
1.500E-02	1.647E+01	3.944E-03	1.647E+01	5.147E-04	1.316E-04	0.000E+00
2.000E-02	1.317E+01	3.963E-03	1.318E+01	8.566E-04	1.663E-04	0.000E+00
3.000E-02	9.653E+00	3.984E-03	9.657E+00	1.756E-03	2.301E-04	0.000E+00
4.000E-02	7.777E+00	4.005E-03	7.781E+00	2.919E-03	2.886E-04	0.000E+00
5.000E-02	6.603E+00	4.031E-03	6.607E+00	4.320E-03	3.435E-04	0.000E+00
6.000E-02	5.797E+00	4.062E-03	5.801E+00	5.940E-03	3.955E-04	0.000E+00
7.000E-02	5.207E+00	4.098E-03	5.211E+00	7.762E-03	4.453E-04	0.000E+00
8.000E-02	4.757E+00	4.138E-03	4.761E+00	9.773E-03	4.931E-04	0.000E+00
9.000E-02	4.402E+00	4.181E-03	4.407E+00	1.196E-02	5.393E-04	0.000E+00
1.000E-01	4.115E+00	4.228E-03	4.119E+00	1.431E-02	5.842E-04	0.000E+00
1.500E-01	3.238E+00	4.494E-03	3.242E+00	2.817E-02	7.926E-04	0.000E+00
2.000E-01	2.793E+00	4.801E-03	2.798E+00	4.488E-02	9.826E-04	0.000E+00
3.000E-01	2.355E+00	5.514E-03	2.360E+00	8.421E-02	1.331E-03	0.000E+00
4.000E-01	2.148E+00	6.339E-03	2.154E+00	1.288E-01	1.658E-03	0.000E+00
5.000E-01	2.034E+00	7.257E-03	2.041E+00	1.766E-01	1.976E-03	0.000E+00
6.000E-01	1.963E+00	8.254E-03	1.972E+00	2.265E-01	2.292E-03	2.938E-02
7.000E-01	1.917E+00	9.313E-03	1.926E+00	2.778E-01	2.608E-03	7.435E-02
8.000E-01	1.886E+00	1.042E-02	1.896E+00	3.302E-01	2.928E-03	1.267E-01
9.000E-01	1.864E+00	1.159E-02	1.876E+00	3.832E-01	3.251E-03	1.835E-01
1.000E+00	1.849E+00	1.280E-02	1.862E+00	4.367E-01	3.579E-03	2.428E-01
1.500E+00	1.822E+00	1.942E-02	1.841E+00	7.075E-01	5.281E-03	5.437E-01
2.000E+00	1.824E+00	2.678E-02	1.850E+00	9.785E-01	7.085E-03	8.218E-01
3.000E+00	1.846E+00	4.299E-02	1.889E+00	1.514E+00	1.092E-02	1.288E+00
4.000E+00	1.870E+00	6.058E-02	1.931E+00	2.037E+00	1.495E-02	1.660E+00
5.000E+00	1.892E+00	7.917E-02	1.971E+00	2.550E+00	1.911E-02	1.967E+00
6.000E+00	1.911E+00	9.854E-02	2.010E+00	3.052E+00	2.336E-02	2.227E+00
7.000E+00	1.928E+00	1.185E-01	2.047E+00	3.545E+00	2.766E-02	2.453E+00
8.000E+00	1.943E+00	1.391E-01	2.082E+00	4.030E+00	3.200E-02	2.652E+00
9.000E+00	1.956E+00	1.601E-01	2.116E+00	4.506E+00	3.636E-02	2.831E+00
1.000E+01	1.968E+00	1.814E-01	2.149E+00	4.975E+00	4.072E-02	2.992E+00
1.500E+01	2.014E+00	2.926E-01	2.306E+00	7.219E+00	6.243E-02	3.633E+00
2.000E+01	2.046E+00	4.086E-01	2.454E+00	9.320E+00	8.355E-02	4.107E+00
3.000E+01	2.089E+00	6.489E-01	2.738E+00	1.317E+01	1.233E-01	4.806E+00
4.000E+01	2.118E+00	8.955E-01	3.013E+00	1.665E+01	1.594E-01	5.326E+00
5.000E+01	2.139E+00	1.146E+00	3.286E+00	1.983E+01	1.923E-01	5.741E+00
5.500E+01	2.148E+00	1.273E+00	3.421E+00	2.132E+01	2.076E-01	5.921E+00
6.000E+01	2.156E+00	1.400E+00	3.556E+00	2.276E+01	2.222E-01	6.087E+00
7.000E+01	2.170E+00	1.656E+00	3.827E+00	2.547E+01	2.496E-01	6.383E+00
8.000E+01	2.182E+00	1.914E+00	4.096E+00	2.799E+01	2.747E-01	6.641E+00
9.000E+01	2.193E+00	2.173E+00	4.366E+00	3.035E+01	2.978E-01	6.871E+00
1.000E+02	2.202E+00	2.434E+00	4.636E+00	3.258E+01	3.192E-01	7.077E+00
1.500E+02	2.238E+00	3.749E+00	5.987E+00	4.204E+01	4.060E-01	7.876E+00
2.000E+02	2.263E+00	5.078E+00	7.341E+00	4.957E+01	4.698E-01	8.447E+00
3.000E+02	2.297E+00	7.760E+00	1.006E+01	6.116E+01	5.584E-01	9.254E+00
4.000E+02	2.322E+00	1.046E+01	1.278E+01	6.996E+01	6.180E-01	9.827E+00
5.000E+02	2.341E+00	1.317E+01	1.551E+01	7.706E+01	6.613E-01	1.027E+01
6.000E+02	2.357E+00	1.589E+01	1.824E+01	8.299E+01	6.945E-01	1.064E+01
7.000E+02	2.370E+00	1.861E+01	2.098E+01	8.810E+01	7.209E-01	1.094E+01
8.000E+02	2.381E+00	2.133E+01	2.371E+01	9.258E+01	7.425E-01	1.121E+01
9.000E+02	2.391E+00	2.406E+01	2.645E+01	9.657E+01	7.605E-01	1.145E+01
1.000E+03	2.400E+00	2.679E+01	2.919E+01	1.002E+02	7.759E-01	1.166E+01

*CSDA: Continuous-Slowing-Down Approximation.
Detour Factor: Projected / CSDA.
Adopted from national institute of standards and technology – USA. At http://physics.nist.gov/(2004).

Nuclear Data

Hydrogen

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
1	1	1.00783	0	0.99985	stable	...	...
1	2	2.01400	2.22	.00015	stable	...	...
1	3	3.01605	8.48	...	12.32y	β-	0.019

Helium

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
2	3	3.01603	7.72	0.00000138	stable	...	...
2	4	4.00260	28.3	.999999	stable	...	...
2	6	6.018886	29.27	...	0.807s	β-	3.51
2	8	8.03392	31.41	...	0.119s	β-	14

Lithium

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
3	6	6.015121	32.00	0.075	stable	...	...
3	7	7.016003	39.25	0.925	stable	...	...
3	8	8.022485	41.28	...	0.84s	β-	16.0
3	9	9.026789	45.34	...	0.177s	β-	13.6
3	11	11.043908	45.54	...	8.7ms	β-	20.7

Beryllium

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
4	7	7.016928	37.6	...	53.28d	EC	0.86
4	9	9.012182	58.17	100	stable	...	...
4	10	10.013534	64.98	...	1.52My	β-	0.56
4	11	11.021658	65.48	...	13.8s	β-	11.48
4	12	12.026921	68.65	...	24ms	β-	11.71

Boron

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
5	8	8.02460	37.74	...	0.770s	β+,2 α	11.1,17.5
5	10	10.01293	64.75	0.199	stable	...	...
5	11	11.00930	76.21	0.801	stable	...	...
5	12	12.01435	79.58	...	0.0202s	β-	13.37
5	13	13.01778	...	...	0.0174s	β-	13.44

Carbon

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
6	11	11.011433	73.44	...	20.3m	β+	1.98
6	12	12.000000	92.16	0.989	stable	...	...
6	13	13.003355	97.11	0.011	stable	...	...
6	14	14.003241	105.29	...	5715y	β-	0.016

Nitrogen

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
7	12	12.018613	74.04	...	11ms	β+	17.34
7	13	13.005738	94.11	...	9.97m	β+	2.22
7	14	14.003074	104.66	0.99634	stable	...	...
7	15	15.000108	115.49	0.00366	stable	...	...
7	16	16.006099	117.98	...	7.13s	β-	8.68

Oxygen

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
8	13	13.02810	...	...	8.9ms	β+	17.77
8	14	14.008595	98.74	...	70.6s	β+	5.14
8	15	15.003065	111.96	...	122s	β+	2.75
8	16	15.994915	127.62	0.99762	stable	...	...
8	17	16.999131	131.77	0.00038	stable	...	...
8	18	17.999160	139.81	0.002	stable	...	...

Fluorine

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
9	17	17.002095	128.22	...	64.7s	β+	2.76
9	18	18.000937	137.37	...	1.83h	β+	1.66
9	19	18.998403	147.80	1.00	stable	...	...

Neon

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
10	20	19.992436	160.65	0.9051	stable	...	...
10	21	20.993843	167.41	0.0027	stable	...	...
10	22	21.991383	177.78	0.0922	stable	...	...
10	23	22.994465	182.98	...	37.2s	β-	4.38
10	24	23.993613	191.84	...	3.38m	β-	2.47

Sodium

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
11	22	21.994434	174.15	...	2.605y	β+	2.84
11	23	22.989768	186.57	1	stable	...	...
11	24	23.990961	193.53	...	14.97h	β-	5.51

Magnesium

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
12	23	22.994124	181.73	...	11.32s	β+	4.06
12	24	23.985042	198.26	0.7899	stable	...	...
12	25	24.985837	205.59	0.1	stable	...	...
12	26	25.982594	216.68	0.1101	stable	...	...
12	27	26.984341	223.13	...	9.45m	β-	2.61
12	28	27.983877	231.63	...	21.0h	β-	1.83

Aluminum

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
13	26	25.986892	211.90	...	.71My	β+	4.01
13	27	26.981539	224.95	1.00	stable	...	...
13	29	28.980446	242.12	...	6.5m	β+	3.68

Silicon

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
14	28	27.976927	236.54	0.9223	stable	...	...
14	29	28.976495	245.01	0.0467	stable	...	...
14	30	29.973770	255.62	0.031	stable	...	...
14	31	30.975362	262.21	...	2.62h	β-	1.49
14	32	31.974148	271.41	...	100.y	β-	0.23

Chlorine

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
17	35	34.968853	298.21	0.7577	stable	...	...
17	36	35.968307	306.79	...	0.3My	β+, β-	.071, 1.14
17	37	36.965903	317.1	0.2423	stable	...	...
17	37	38.968004	331.29	...	55.7m	β-	3.44

Argon

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
18	36	35.967546	306.72	0.00337	stable	...	...
18	38	37.962733	327.35	0.00063	stable	...	...
18	39	38.964314	333.95	...	268y	β-	0.57
18	40	39.962384	343.81	0.996	stable	...	...
18	42	41.963049	359.34	...	33y	β-	0.60

Potassium

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
19	39	38.963707	333.72	0.93258	stable	...	...
19	40	39.963999	341.53	0.000117	1.26Gy	β- ,β+	1.31, 0.48
19	41	40.961825	351.62	0.06702	stable	...	...
19	43	42.960717	368.80	...	22.3h	β-	1.82

Calcium

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
20	40	39.962591	342.06	0.96941	stable	...	...
20	41	40.962278	350.42	...	0.1My	EC	0.42
20	42	41.958618	361.90	0.00647	stable	...	...
20	43	42.958766	369.83	0.00135	stable	...	...
20	44	43.955481	380.97	0.02086	stable	...	...
20	45	44.956185	388.38	...	163.8d	β-	0.26
20	46	45.953690	398.78	0.000040	stable	...	...
20	47	46.954543	406.05	...	4.536d	β-	1.99
20	48	47.952533	416.00	0.0019	stable	...	...

Chromium

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
24	48	47.954033	411.47	...	21.6h	EC	1.65
24	50	49.946046	435.05	0.04345	stable	...	...
24	51	50.944768	444.315	...	27.70d	EC	0.75
24	52	51.940510	456.35	0.83789	stable	...	...
24	53	52.940651	464.29	0.09501	stable	...	...
24	54	53.938883	474.01	0.02365	stable	...	...

Manganese

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
25	53	52.941291	462.9	...	3.7My	EC	0.60
25	54	53.940361	471.85	...	312d	β+	1.38
25	55	54.938047	482.08	1.00	stable	...	...
25	56	55.938907	489.35	...	2.579h	β-	3.70

Iron

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
26	54	53.939613	471.77	0.059	stable	...	...
26	55	54.938296	481.07	...	2.7y	EC	0.23
26	56	55.934939	492.26	0.9172	stable	...	...
26	57	56.935396	499.91	0.021	stable	...	...
26	58	57.933277	509.96	0.0028	stable	...	...
26	60	59.934077	525.35	...	1.5My	β-	0.24

Cobalt

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
27	56	55.939841	486.92	...	77.7d	β+	4.57
27	57	56.936294	498.29	...	271d	EC	0.84
27	59	58.933198	517.32	1.00	stable	...	...
27	60	59.933820	524.81	...	5.272y	β-	2.82

Nickel

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
28	56	55.942134	484.00	...	6.10d	EC	2.14
28	58	57.935346	506.46	0.6827	stable	...	...
28	59	58.934349	515.46	...	76ky	EC	1.07
28	60	59.930788	526.85	0.261	stable	...	...
28	61	60.931058	534.67	0.0113	stable	...	...
28	62	61.928346	545.27	0.0359	stable	...	...
28	63	62.929670	552.11	...	100.y	β-	0.065
28	64	63.927968	561.76	0.0091	stable	...	...

Copper

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy(MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
29	63	62.929599	551.39	0.6917	stable	...	...
29	64	63.929766	559.31	...	12.7h	β+,β-	0.58, 1.68
29	65	64.927793	569.22	0.3083	stable	...	...
29	67	66.927748	585.40	...	2.58d	β-	0.58

Zinc

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy(MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
30	64	63.929145	559.10	0.486	stable	...	...
30	65	64.929243	567.08	...	243.8d	β+	1.35
30	66	65.926035	578.14	0.279	stable	...	...
30	67	66.927129	585.20	0.041	stable	...	...
30	68	67.924846	595.39	0.188	stable	...	...
30	70	69.925325	611.09	0.006	stable	...	...
30	72	71.926856	625.81	...	46.5h	β-	0.46

Gallium

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy(MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
31	67	66.928204	583.41	...	3.26d	EC	1.00
31	69	68.925580	602.00	0.601	stable	...	...
31	71	70.924701	618.96	0.399	stable	...	...
31	72	71.926365	625.48	...	13.95h	β-	3.99

Germanium

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy(MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
32	68	67.928097	590.80	...	288d	EC	0.11
32	70	69.924250	610.53	0.205	stable	...	...
32	71	70.924954	617.94	...	11.2d	EC	0.24
32	72	71.922079	628.69	0.274	stable	...	...
32	73	72.923463	635.47	0.078	stable	...	...
32	74	73.921177	645.68	0.365	stable	...	...
32	76	75.921402	661.61	0.078	stable	...	...

Bromine

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy(MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
35	77	76.921377	667.36	...	57.0h	β+	1.37
35	79	78.918336	686.33	0.5069	stable	...	...
35	81	80.916289	704.38	0.4931	stable	...	...
35	82	81.916802	711.98	...	35.30h	β-	3.09

Krypton

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy(MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
36	78	77.920396	675.56	0.0035	stable	...	...
36	80	79.916380	695.44	0.0225	stable	...	...
36	81	80.916590	703.32	...	0.21My	EC	0.28
36	82	81.913483	714.28	0.116	stable	...	...
36	83	82.914135	721.75	0.115	stable	...	...
36	84	83.911507	732.27	0.57	stable	...	...
36	85	84.912532	739.38	...	10.72y	β-	0.69
36	86	85.910615	749.24	0.173	stable	...	...
36	90	89.919528	773.23	...	32.3s	β-	4.39
36	92	91.926270	783.09	...	1.84s	β-	6.06

Rubidium

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy(MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
37	83	82.915143	720.03	...	86.2d	EC	0.96
37	85	84.911794	739.29	0.72165	stable	...	...
37	87	86.909187	757.86	0.27835	stable	...	...

Strontium

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
38	84	83.913430	728.91	0.0056	stable	...	...
38	85	84.912937	737.44	...	64.8d	β+	1.08
38	86	85.909267	748.93	0.0986	stable	...	...
38	87	86.908884	757.36	0.07	stable	...	...
38	88	87.905619	768.47	0.8258	stable	...	...
38	90	89.907738	782.64	...	29y	β-	0.55

Yttrium

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
39	88	87.909507	764.07	...	106.61d	EC	3.62
39	89	88.905849	775.55	1.00	stable	...	...
39	91	90.907303	790.34	...	58.5d	β-	1.55

Zirconium

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
40	90	89.904703	783.90	0.5145	stable	...	...
40	91	90.905644	791.10	0.1122	stable	...	...
40	92	91.905039	799.73	0.1715	stable	...	...
40	93	92.906474	806.47	...	1.5My	β-	0.08
40	94	93.906315	814.69	0.1738	stable	...	...
40	96	95.908275	829.01	0.028	stable	...	...

Molybdenum

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
42	92	91.906809	796.52	0.1484	stable	...	...
42	93	92.906813	804.59	...	3.5 ky	EC	0.41
42	94	93.905085	814.27	0.0925	stable	...	...
42	95	94.905841	821.64	0.1592	stable	...	...
42	96	95.904679	830.79	0.1668	stable	...	...
42	97	96.906020	837.61	0.0955	stable	...	...
42	98	97.905407	846.26	0.2413	stable	...	...
42	99	98.907711	852.18	...	2.75 d	β-	1.36
42	100	99.907476	860.47	0.0963	stable	...	...

Technetium

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
43	97	96.906364	836.51	...	2.6 My	EC	0.32
43	98	97.907215	843.79	...	4.2 My	β-	1.79

Silver

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
47	105	104.906521	897.81	...	41.3d	EC	1.34
47	107	106.905092	915.28	0.51839	stable	...	...
47	109	108.904756	931.74	0.48161	stable	...	...
47	111	110.905295	947.38	...	7.47d	β-	1.04

Cadmium

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
48	106	105.906461	905.15	0.0125	stable	...	...
48	108	107.904176	923.42	0.0089	stable	...	...
48	109	108.904953	930.77	...	462.3d	EC	0.18
48	110	109.903005	940.67	0.1249	stable	...	...
48	111	110.904182	947.63	0.128	stable	...	...
48	112	111.902757	957.03	0.2413	stable	...	...
48	113	112.904400	963.57	0.1222	stable	...	...
48	114	113.903357	972.61	0.2873	stable	...	...
48	116	115.904755	987.46	0.0749	stable	...	...

Indium

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
49	111	110.905109	945.99	...	2.806d	EC	0.86
49	113	112.904061	963.10	0.043	stable	...	...
49	115	114.903882	979.41	0.957	4.4e14y	β-	0.50

Iodine

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
53	125	124.904620	1056.3	...	59.9d	β-	0.18
53	127	126.904473	1072.6	1.00	stable	...	...
53	129	128.904986	1088.3	...	17My	β-	0.19

Xenon

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
54	124	123.905894	1046.3	0.001	stable	...	...
54	126	125.904281	1063.9	0.0009	stable	...	...
54	127	126.905182	1071.0	...	36.2d	EC	0.66
54	128	127.903531	1080.8	0.0191	stable	...	...
54	129	128.904780	1087.7	0.264	stable	...	...
54	130	129.903509	1096.9	0.041	stable	...	...
54	131	130.905072	1103.5	0.212	stable	...	...
54	132	131.904144	1112.5	0.269	stable	...	...
54	133	132.905889	1118.9	...	5.25d	β-	0.43
54	134	133.905395	1127.5	0.104	stable	...	...
54	136	135.907213	1141.9	0.089	stable	...	...

Cesium

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
55	133	132.905429	1118.6	1.00	stable	...	...
55	135	134.905885	1134.3	...	2.3My	β-	0.21
55	137	136.907074	1149.3	...	30.17y	β-	1.17

Barium

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
56	130	129.906281	1092.8	0.00106	stable	...	...
56	132	131.905043	1110.1	0.00101	stable	...	...
56	133	132.905988	1117.3	...	10.53y	EC	0.52
56	134	133.904485	1126.7	0.02417	stable	...	...
56	135	134.905665	1133.7	0.06592	stable	...	...
56	136	135.904553	1142.8	0.07854	stable	...	...
56	137	136.905812	1149.7	0.1123	stable	...	...
56	138	137.905233	1158.3	0.717	stable	...	...
56	140	139.910581	1169.5	...	12.76d	β-	1.03
56	142	141.916361	1180.2	...	10.7m	β-	2.13
56	143	142.920483	1184.5	...	15s	β-	4.2
56	144	143.922845	1190.3	...	11.5s	β-	3.0

Tungsten

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
74	180	179.946701	1444.6	0.0012	stable	...	...
74	182	181.948202	1459.4	0.263	stable	...	...
74	183	182.950220	1465.6	0.143	stable	...	...
74	184	183.950929	1473.0	0.3067	stable	...	...
74	186	185.954356	1485.9	0.286	stable	...	...

Iridium

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
77	189	188.958712	1503.7	...	13.2d	EC	0.54
77	191	190.960584	1518.1	0.373	stable	...	...
77	192	191.962580	1524.3	...	73.83d	β-	1.45
77	193	192.962917	1532.1	0.627	stable	...	...

Platinum

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding E.(MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
78	190	189.959916	1509.9	0.0001	6.5E11y	α	3.24
78	192	191.961019	1525.0	0.0079	stable	...	...
78	193	192.962977	1531.3	...	60y	EC	0.057
78	194	193.962655	1539.6	0.329	stable	...	...
78	195	194.964765	1545.7	0.338	stable	...	...
78	196	195.964927	1553.7	0.253	stable	...	...
78	198	197.967869	1567.1	0.072	stable	...	...

Gold

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy(MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
79	195	194.965012	1544.7	...	186.1d	EC	0.23
79	196	195.996543	1523.4	...	6.18d	EC, β-	0.51, 0.69
79	197	196.966543	1559.4	1.00	stable	...	...

Mercury

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy(MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
80	194	193.965391	1535.5	...	520y	EC	0.04
80	196	195.965807	1551.3	0.0015	stable	...	...
80	198	197.966743	1551.3	0.100	stable	...	...
80	199	198.968254	1573.2	0.1689	stable	...	...
80	200	199.968300	1581.2	0.231	stable	...	...
80	201	200.970277	1587.5	0.132	stable	...	...
80	202	201.970617	1595.2	0.298	stable	...	...
80	203	202.972848	1601.2	...	46.6d	β-	0.49
80	204	203.973466	1608.7	0.069	stable	...	...

Lead

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy(MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
82	204	203.973020	1607.6	0.0014	stable	...	...
82	205	204.974458	1614.3	...	15.1My	EC	0.053
82	206	205.974440	1622.4	0.241	stable	...	...
82	207	206.975871	1629.1	0.221	stable	...	...
82	208	207.976627	1636.5	0.524	stable	...	...
82	209	208.981065	1640.4	...	3.25h	β-	0.64
82	210	209.984163	1645.6	...	22.6y	β-	0.063
82	211	210.988735	1649.4	...	36.1m	β-	1.38
82	212	211.991871	1654.6	...	10.64h	β-	0.57
82	214	213.999798	1663.3	...	26.8m	β-	1.03

Radon

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy MeV	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
86	210	209.989669	1637.3	...	2.4h	a, EC	6.16, 2.37
86	211	210.990575	1644.6	...	14.6h	β+, a	2.89, 5.96
86	212	211.990697	1652.5	...	24h	α	6.39
86	213	212.996347	1655.3	...	25ms	α	8.24
86	214	213.995339	1664.3	...	0.27ms	α	9.21
86	219	219.009478	1691.5	...	3.96s	α	6.95
86	220	220.011368	1697.8	...	55.6s	α	6.40
86	222	222.017571	1708.2	...	3.823d	α	5.59

Radium

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
88	206	206.003800	1590.3	...	0.4s	α	7.42
88	216	216.003509	1671.3	...	0.18s	α	9.53
88	218	218.007118	1684.1	...	14ms	α	8.55
88	220	220.011004	1696.6	...	23ms	α	7.59
88	222	222.015353	1708.7	...	38s	α	5.59
88	223	223.018501	1713.9	...	11.43d	α	5.98
88	224	224.020186	1720.4	...	3.66d	α	5.79
88	225	225.023604	1725.2	...	14.8d	β-	0.37
88	226	226.025403	1731.6	...	1.599ky	α	4.87
88	228	228.031064	1742.5	...	5.75y	β-	0.04

Thulium

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
69	169	168.934212	1371.4	1.00	stable	...	...
69	170	169.935798	1378.0	...	128.6d	β-	0.97
69	171	170.936426	1385.5	...	1.92y	β-	0.096

Thorium

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
90	227	227.027703	1736.0	...	18.72d	α	6.15
90	228	228.028715	1743.0	...	1.912y	α	5.52
90	229	229.031755	1748.4	...	7.9ky	α	5.17
90	230	230.033128	1755.2	...	75.4ky	α	4.77
90	231	231.036298	1760.3	...	35.2h	β-	0.39
90	232	232.038051	1766.7	1.00	1.4E10y	α	4.08
90	234	234.043593	1777.7	...	24.10d	β-	0.27

Uranium

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
92	226	226.029170	1725.0	...	0.5s	α	7.56
92	231	231.036270	1758.7	...	4.2d	EC	0.36
92	232	232.037130	1766.0	...	68.9d	α	5.41
92	233	233.039628	1771.8	...	0.159My	α	4.91
92	234	234.040947	1778.6	5.5E5	0.245My	α	4.86
92	235	235.043924	1783.9	0.0072	0.704Gy	α	4.68
92	236	236.045563	1790.4	...	23.4My	α	4.57
92	238	238.050785	1801.7	0.99275	4.46Gy	α	4.27
92	239	239.054290	1806.5	...	23.54m	β-	1.26

Plutonium

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
94	239	239.052158	1806.9	...	24.11ky	β-	5.24
94	242	242.058737	1825.0	...	0.376My	α	4.98
94	244	244.064198	1836.1	...	82My	α	4.67

Americium

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
95	241	241.056824	1818.0	...	432.2y	α	5.64
95	243	243.061375	1829.9	...	7.37ky	α	5.44

Californium

Z	A	Atomic Mass (u)	Binding Energy (MeV)	Natural Abounds	Half-life	Dec.	Q MeV
98	249	249.074845	1863.4	...	351y	α	6.30
98	251	251.079579	1875.1	...	890y	α	6.17

ملحق التعريفات

الأخذ الداخلي للمواد المشعة أو الاندخال الداخلي (Radioactive intake): عملية دخول المادة المشعة الى داخل جسم الإنسان سواء عن طريق الجهاز الهضمي أو التنفسي أو الجلد أو الجروح المفتوحة.

أشعة جاما (gamma radiation): أشعة كهرومغناطيسية ذات طاقة عالية مصدرها نواة الذرة.

أشعة سينية (X-rays): أشعة كهرومغناطيسية ذات طاقة عالية.

الإلكترون (Electron): جسيم ابتدائي كتلته 1840/1 وحدة وزن ذري و يحمل الشحنة السالبة.

الإلكترون الكهروضوئي (Photo-electron): عملية امتصاص طاقة الفوتون تؤدي الى إكساب احد الالكترونات المدارية الطاقة الكافية للإفلات من لمدار الذرة.

الإلكترون فولت (eV): الطاقة الحركية للإلكترون عندما يتسارع في فرق جهد مقداره فولت واحد.

الإنتاج الثنائي (Pair Production): عملية تحول فوتون أشعة جاما والذي تزيد طاقته عن 1.022 مليون إلكترون فولت الى بوزترون وإلكترون.

الانتقال الخطي للطاقة (linear energy transfer) **:** معدل انتقال الطاقة لكل وحدة مسافة على طول المسار.

الانحلال الإشعاعي (Radioactive decay):هو عملية انتقال النواة غير المستقرة الى حالة اكثر استقراراً.

البروتون (Proton): جسيم مشحون يعادل وزنة وزن النيترون تقريبا مشحون بشحنة موجبة ويوجد في نواة الذرة.

البوزترون (Positron): جسيم كتلته تساوي كتلته الإلكترون ويحمل الشحنة الموجبة ومصدرة نواة الذرة.

بيتا (Beta): إلكترون ذو طاقة عالية مصدره الأصلي نواة الذرة ويحمل الشحنة السالبة وتبلغ كتلته 1840/1 وحدة وزن ذري.

البيدو *albedo* : مصطلح مشتق من الكلمة اليونانية والتي تعني الانعكاس، وتعني قياس الجرعة الإشعاعية بقياس مقدار النيترونات أو الفوتونات المنعكسة.

البيكرل Becquerel (Bq): التفكك بالثانية الوحدة.

التأثيرات العتبية (non-Stochastic effects): الحد الأدنى من التعرض الإشعاعي والذي تحدث عنده التغيرات في المادة الحية.

التأثيرات غير العتبية (Stochastic effects): الأثر الاحتمالي لحدوث التغيرات في المادة الحية نتيجة للتعرض الإشعاعي.

التأين النوعي (specific ionization): عدد الأزواج الأيونية المتكونة لكل وحدة مسافة.

تدفق الجسيمات (الفوتونات) The particles (photons) flux: تدفق الجسيمات (أو الفوتونات) ، وتعبر عن معدل تغير عدد الجسيمات أو الفوتونات بالنسبة للزمن ، عند نقطة معينة. ويقاس التدفق في النظام العالمي بوحدة 1/ثانية (أي ث$^{-1}$)، حيث أنه يعبر عن عدد منسوب لوحدة الزمن.

تركيز الهواء المستنشق (derived air concentration-DAC): كمية الهواء المستنشقة من قبل شخص لمدة عام واحد.

تريتيوم (Tritium): الاسم الخاص لنظير عنصر الهيدروجين $({}^{3}H)$.

التعرض الإشعاعي (Exposure):كمية التأين الذي تحدثه أشعة x أو أشعة γ في الهواء.

التعرض الخارجي للإشعاع (external radiation exposure): التعرض الإشعاعي الناتج عن التعرض لمصدر إشعاعي من خارج الجسم.

التعرض الداخلي للإشعاع (internal radiation exposure): التعرض الإشعاعي الناتج عن التعرض لمصدر إشعاعي من داخل الجسم.

التعرض الطبي (medical exposure): الجرعة الإشعاعية نتيجة إجراء طبي لغايات تشخيصية أو علاجية.

ثابت بلانك (Planck's Law): ثابت رياضي يرمز له بالرمز h ويساوي $h = 4.14 \times 10^{-15}$.

الجرعة الفعالة Effective Dose: تعبر عن احتمال حدوث الآثار العشوائية للإشعاع الناجم من جرعة مكافئة وتعتمد بشكل عام على العضو أو النسيج المتعرض للإشعاع.

جرعة الفعالية الحيوية النسبية للإشعاع ((Relative Biological Effectiveness (RBE)): النسبة بين الجرعات المختلفة والتي تعطي نفس التأثير الحيوي في الجسم الحي.

الجرعة الممتصة Absorbed dose: الطاقة الممتصة في وحدة الكتلة من الجسم المعرض للإشعاع.

جري (Gray): وحدة حديثة لقياس مقدار الجرعة الممتصة ويعبر عنها بالجول لكل كغم.

جهاز مسح إشعاعي (radiation survey monitor): جهاز لقياس أو مراقبة الإشعاع ومستوياته.

الحد الأدنى للقياس (Lower Limit Detection- LLD)- : الحد الأدنى الذي تستطيع الأداة قياسه.

حدود الأخذ السنوي (annual limit of intake-ALI): مقدار الأخذ من المادة المشعة الأدنى وما زاد عنه يسبب أثار ضارة في الجسم.

حدود الجرعة (Dose Limit): مقدار الجرعة الفعالة أو المكافئة للأشخاص والناتجة عن ممارسة مسيطر عليها والتي يجب عدم تجاوزها سواء كانت من تعرض خارجي للإشعاع أو نتيجة الأخذ الداخلي لمواد مشعة، وتكون حدود هذه الجرعة للعاملين بمقدار جرعة فعالة بمقدار 20 ملي سيفرت في السنة الواحدة ولمدة خمس سنوات متتالية بنفس المقدار أو جرعة فعالة بمقدار 50 ملي سيفرت في السنة الواحدة المفردة بدون وجود تتابع في التعرض ولعموم الجسم.

حدود الجرعة المسموح بها (dose limits): قيمة معينة يتم وضعها من قبل السلطات المختصة يسمح بالتعرض الإشعاعي ضمن حدودها.

الحقل الموسع (Expanded field): يكون الحقل موسع عندما يكون التدفق والتوزيع الطاقي والزاوي لها نفس القيمة على كامل الحجم المدروس.

خارج الجسم الحي (In vitro): قياس أو فحص عينات مأخوذة من جسم الإنسان

ديتريوم (deuterium): الاسم الخاص لنظير عنصر الهيدروجين $({}^{2}H)$.

الراد (Rad): وحدة قديمة لقياس الجرعة الإشعاعية وتساوي 100 ارج لكل واحد غرام.

رزمة (Package): عملية تحضير ورزم للمادة المشعة تحضيرا للنقل.

رم (Rem): جرعة قديمة لقياس مكافئ الجرعة.

رنتجن (Roentgen): وحدة قياس التعرض الإشعاعي الناتج عن التعرض لكمية من الأشعة المؤينة التي تحدث 1.61×10^{15} زوجاً من الأيونات في كغم واحد من الهواء الجاف في الشرطين النظامين والتي تحمل شحنة كهربائية قدرها $2.58\times10^{-4}C$.

سائل وميضي: مادة سائلة تطلق وميضا ضوئيا عند سقوط الإشعاع.

السابحات والمتساقطات $(aerosols)$: المواد المشعة والتي يمكن أن تكون على شكل قطرات سائلة أو ذرات صلبه من الغبار وتكون بالعادة معلقة في الهواء.

سلاسل الانحلال الطبيعي (Natural radioactive series): تتكون من المواد المشعة الموجودة بشكل طبيعي.

سمك النصف $(HVL - half\ value\ layer)$: السمك اللازم لتوهين الأشعة الى مقدار النصف.

سمك عشري $(TVL - Tenth\ value\ layer)$: مقدار السمك اللازم لتوهين الأشعة الى مقدار عشر قيمتها الأصلية.

سيفرت ((Sievert (Sv)): وحدة حديثة لقياس مكافئ الجرعة.

سيولة الجسيمات (الفوتونات) Φ The particles fluence: خارج قسمة عدد الجسيمات الساقطة على مساحة المقطع ووحدة قياس السيولة في النظام العالمي هي مقلوب المتر المربع (أي م$^{-2}$).

سيولة الطاقة Ψ *The energy fluence*: خارج قسمة الطاقة الإشعاعية (طاقة الجسيمات أو الفوتونات)، الساقطة على المساحة،ووحدة قياس السيولة في النظام العالمي للوحدات، هي (جول/متر مربع).

الطاقة الإشعاعية The radiant energy: طاقة الجسيمات أو الفوتونات الموجودة في حيز معين، أو المنبعثة من نقطة أو من جسم ممتد، أو المنتقلة خلال سطح، أو المودعة في جسم ما. وتقاس الطاقة الإشعاعية في النظام العالمي بوحدة الجول.

طاقة التوقف التقريبية $(S_{rel.})$ Relative stopping power : مقدار فقدان الطاقة في المواد المختلفة بالنسبة لمقدارها في مادة الهواء.

عدد الجسيمات أو الفوتونات The particles (photons) number:عدد الجسيمات أو الفوتونات الموجودة في حيز معين، أو المنبعثة من نقطة أو جسم ممتد أو المنتقلة خلال سطح معين أو المودعة في جسم معين.

عمر النصف الإشعاعي (Half-life): الزمن اللازم لانحلال نصف ذرات المادة المشعة.

عمر النصف البيولوجي (Biological half-life): الزمن اللازم لتخلص النظام الحيوي من نصف الكمية.

الفا (Alpha): نواة ذرة الهليوم تحتوي على بروتونين ونيترونين.

فوتون (Photon): طاقة كهرومغناطيسية.

في الجسم الحي (In vivo): القياس أو الفحص مباشر في الجسم.

قدرة التوقف (stopping power-S): مقدار خسارة الجسيم لطاقته على طول مساره في المادة.

كاشف حجرة التأين (ionizing chamber): حجرة تحتوي على الغاز موصولة بفرق جهد تتأين ذرات الغاز فيها عند دخول الإشعاع إليها.

الكمية الفيزيائية The physical quantity: هي كمية تستخدم لوصف وتمييز ظاهرة فيزيائية محددة، وللتعبير عنها أو تعيينها بدلالة الأرقام.

كواشف وميضية (scintillation detectors): كواشف إشعاعية يتم فيها استخدام المواد التي تطلق وميضا ضوئيا عند سقوط الإشعاع عليها ومن خلال قياس شدة ومقدار هذا الضوء الوميضي يمكننا معرفة شدة وطاقة الإشعاع.

الكوري :(Curie) لوحدة قديمة كانت معتمدة قبل البيكرل والتي لا تزال شائعة ويرمز لها بالرمز Ci وتساوي ، $1Ci = 3.7 \times 10^{10}\, Bq$

الكيرما (Kerma): كمية الطاقة الحركية الأولية لجميع الجسيمات المشحونة المؤينة المتحررة في أي وسط مادي نتيجة لتفاعل الجسيمات غير المشحونة ((نيترون، فوتون)) مع المادة (Kinetic Energy Released in the Medium).

اللجنة الدولية للوحدات الإشعاعية والقياسات ICRU : لجنة دولية معينة بوضع تعريف محددة لقياس كميات الإشعاع.

اللجنة الدولية للوقاية الإشعاعية ICRP : لجنة دولية معنية بأمور الوقاية الإشعاعية.

محاكي وهمي (phantom): في العادة يستخدم كبديل عن جسم الإنسان يتكون من مواد مكافئة للنسيج البشري.

المخزن (Store): مكان للتخزين.

المصدر المفضوض (Unsealed Source): مصدر إشعاعي غير مغلق.

مصدر مغلق (Sealed Source): مادة مشعة توضع في كبسولة محكمة الإغلاق.

معامل التوهين الخطي (linear attenuation coefficient): معامل يمثل مجموع معاملات التوهين للتفاعلات التي تحدث للفوتون عن عبوره سمك معين في المادة.

معامل الجرعة المكافئة $(Dose\,Coefficient - h_T(\tau))$: مقدار الجرعة المكافئة لكل وحدة اخذ من المواد المشعة ويرمز لها بالحرف الأصغر من رمز الجرعة المكافئة.

معامل الطاقة الكتليه الخطي(linear mass attenuation coefficient):معامل يستعمل لحسابات الطاقة الممتصة ويعبر عن مقدار الطاقة المودعة في المادة ويساوي (μ_{en}/ρ) و وحدته cm^2/g.

معامل النوعية أو العامل المرجح للإشعاع (Quality Factor): قيمة افتراضية للتعبير عن التأثير البيولوجي لكل نوع من الإشعاع.

معامل امتصاص الطاقة الخطي (linear absorption coefficient): معامل يعبر عن امتصاص الطاقة ويساوي معامل التوهين الخطي مطروحاً منة مجموع معاملات ضياع الطاقة الأخرى وهي المعاملات التي لها علاقة بحمل الطاقة الى مكان أخر.

المقاييس الشخصية (personal dosimeter): مقاييس صغيرة الحجم يرتديها الشخص لقياس مقدار التعرض الإشعاعي مثل الشارات الفيلمية والوضحات (TLD).

مقياس المسح الإشعاعي (Radiation Survey Meter): جهاز قياس إشعاعي قابل للكشف عن الإشعاع وقياس الجرعة الإشعاعية.

مكافئ الجرعة الاتجاهية $H'(d,\alpha)$ Directional dose equivalent: يعرف مكافئ الجرعة الاتجاهية عند نقطة في حقل إشعاعي بأنه مكافئ الجرعة الناتج عن هذا الحقل الإشعاعي الموسع عند عمق d على نصف القطر في اتجاه معين بزاوية α .

مكافئ الجرعة الشخصية $H_p(d)$ Personal dose equivalent : يعرف مكافئ الجرعة الشخصية $H_p(d)$ بأنه مكافئ الجرعة في النسيج على عمق d.

مكافئ الجرعة المحيطة $H^*(d)$ Ambient dose equivalent: يعرف مكافئ الجرعة المحيطة عند نقطة في حقل إشعاعي بأنه مكافئ الجرعة الناتج عن هذا الحقل الإشعاعي المضبوط والموسع عند عمق d على نصف قطر الدائرة المعاكس لاتجاه هذا الحقل.

النشاط الإشعاعي (Activity) :عدد التفككات التي تحدث للعنصر المشع خلال وحدة الزمن.ويقاس النشاط الإشعاعي بوحدة البيكرل (Becquerel (Bq. الذي يساوي بالتعريف تفكك بالثانية الوحدة، أما الوحدة التي كانت معتمدة قبل البيكرل والتي لا تزال شائعة هي الكوري ويرمز لها بالرمز Ci ، $1Ci = 3.7\times10^{10}\,Bq$

النشاط الإشعاعي النوعي (Specific Activity): نسبة الذرات النشطة إشعاعيا الى عددها الكيمائي

النظام العالمي للوحدات (System International (SI: يستخدم في الوقت الحالي نظام للوحدات، يسمى "بالنظام العالمي للوحدات"، يحل محل النظم التقليدية المتعددة. وفي مجال الوقاية من الإشعاعات المؤينة، تقسم الكميات الفيزيائية والوحدات الخاصة بها إلى كميات ووحدات لقياس الإشعاع Radiometric، وأخرى لقياس الجرعات Dosimeteric.

نظام القياس العالمي (S.I.): نظام القياس الذي تم الاتفاق علية دوليا.

النواة (Nucleus): الحجم المركزي في الذرة وتحتوي على البروتونات والنيترونات.

نيترونات باردة (cold neutron): نيترونات طاقتها اقل من 0.0253 إلكترون فولت.

نيترونات بطيئة (slow neutron): نيترونات تبلغ طاقتها من 0.0253 ولغاية 100 إلكترون فولت.

نيترونات سريعة (Fast neutron): نيترونات ذات طاقة عالية تبلغ (0.01 – 10 مليون إلكترون فولت).

النيترينو (Neutrino): جسيم صغير غير مشحون يرافق انبعاث جسيمات بيتا.

النيوترون(Neutron): جسيم غير مشحون يبلغ وزنة حوالي وحدة وزن ذري واحدة موجود في نواة الذرة.

الوحدة unit :هي عينة مرجعية محددة، تستخدم لقياس مقدار الكمية الفيزيائية.

الوضحات (الكواشف الوميضية الحرارية**)** (TLD): كاشف إشعاعي يعمل على تخزين المعلومات عن مقدار التعرض الإشعاعي.

Q

الاتزان الإلكتروني

الإجهاض

الاحتمالات الإحصائية

الأخذ

الاستجابة الخطية

الآسر الالكتروني

الأسلحة النووية

الإشارات التحذيرية

الإشباع

أشباه الموصلات

الإشراف

الإشعاع الطبيعي

الأشعة السينية

الأشعة السينية الانكباحية

الأشعة السينية المميزة

أشعة دلتا

أشعة مميزة

الإشغال

الإطفاء

الإغلاق الميكانيكي

الأفلام

الالتحام

ألفا

إلكترون

الإلكترون المتحول

إلكترون أوجي

الإلكترون فولت

أماكن العمل الإشعاعي

امتصاص الغازات

انبعاث

أنبوب المضاعفة الضوئية
الإنتاج الثنائي
الانتشار
اندماج النووي
الإنسان المرجعي
الانشطار التلقائي
الانشطار النووي
أنظمة الإغلاق
الأنفناء الثنائي
الأورام
الايرديوم
بؤرة
البؤرة المحرقية
بارن
بديل وهمي
براغ – كليمان
بروتوكولات
البروتونات
البريليوم
البريليوم
البزوترون
البلورة
بيتا
البيدو
التأثير الكهروضوئي
التأثيرات المتأخرة
التاليوم
التأين النوعي
تباين
تجانس الأنسجة

تحديد منطقة الورم
التحول الداخلي
التدخل
التدفق الإشعاعي
ترتيوم
ترجيح
الترسب السطحي
الترميد
الترحيف
التسرب
التشتت المترابط
تشعيع
تشيرنكوف
التصادم المرن
تصنيف المنطقة
تصوير الثدي
التصوير الصناعي
التصوير المحوري
تصوير طبقي
التطابق الخطي
التعرض
التعرض الاتوماتيكي
التعرض الإشعاعي
تفريغ كهربائي
التفريق المكاني
التفوR̈
التكليب
التكنيشوم
التلدين
التلوث الداخلي

تناسل
تنشيط نووي
تنصيب الأجهزة
تنظيري
تتك الغلاف
التهيئة
تيج
التوازن الأبدي
التوازن الإشعاعي
التوازن الانتقالي
توهين
التيار العكسي
ثابت أشعة جاما
الثباتية
الثقوب
الجاليوم
جاما
جايجر
الجرعات الداخلية
الجرعة المكافئة
الجرعة المكافئة التراكمية
الجرعة المكافئة المودعة
الجرعة الممتصة
الجرعة المودعة
جرمانيوم
الجري
جسيمات ثانوية
جنين
الجهاز التنفسي
الجهاز الهضمي

جيجابيكرل
الحاجز السطحي
الحالة الانتقالية
حتمي
حجرة التأين
الحدود المرجعية
الحدود المقبولة
حركة انسياقيه
الحزمة الإشعاعية الخارجية
الحزمة القلمية
الحزمة المنتظمة
حساسية
حقل الأشعة
حقل الأشعة
الحقن الوريدي
الحواجز الوقاية
خارج الجسم الحي
الخارطة الإشعاعية
الخطأ الإحصائي
خطة العلاج
الخلفية الطبيعية
الدرع الإشعاعي
الدروع الإشعاعية
دورة الوقود النووي
ديترون
ديترويوم
الراديوم
رذاذ
الرصد الشخصي
الرضاعة

رنتجن
الرنين المغناطيسي
السترونشيوم
السكيلوترون
سلاسل الإشعاع الطبيعي
السمك العشري
سن الإنجاب
السيزويوم
السيطرة
السيفرت
الشاشة المكثفة
شبة الظل
شبكة
الشعيرات الهوائية
شلال
الشيفرة الوراثية
الصبغة الزرقاء
صفائح مكثفة
الصفر المطلق
الصنبور
صورة إشعاعية ذاتية
ضبط الجودة
ضبط الجودة
الضوء الوميضى
طاقة الربط النووي
طاقة فيرمي
الطب النووي
طريقة الحلب
الطريقة المثلى
الطفرات

الطوارئ الإشعاعية
العداد التناسبي
العدد الذري
العزل
عصبي
العضو المستهدف
العقاقير المشعة
العقد الليمفاوية
العلاج الإشعاعي
العلاج الإشعاعي الـسم
العلاج الإشعاعي عن قرب
العلاج القصير
علاقة جنسية
علاقة مميزة
علبة الأفلام
غاز الزينون
غاز الكربتون
الغازات المنبعثة
الغازات الوميضيه
الغدة الدرقية
غرف التصوير
غرف المعالجة
الغرفة المظلمة
فان ألن
فترة الحمل
فجوة
فجوه هوائية
الفحص الإشعاعي
فحوصات الدماغ
فحوصات العظام

فحوصات القبول
فحوصات الكبد
فحوصات الكلى
الفضلات المشعة
الفلورسكوŸ
فلورسكوŸ
الفلورنس
الفوتونات
القدرة التحليلية
قدرة التوقف
قدرة التوقف الإشعاعية
قدرة التوقف التصادمية
قشرة العظم
قطبية
قطران الفحم
القنص الإلكتروني
القياس التمثيلي
قياس الرطوبة
قياس الكثافة
القياس في الجسم الحي
الكاديوم
كاميرا التصوير
كاميرا ثابتة
كاميرا متحركة
كاميرا محمولة
كبرتيد ا٩ارصين
كبسوله
الكثافة الضوئية
كثافة العظام
الكربون المشع

كمبتون
كواشف الأثر الإشعاعي
الكواشف الوميضية
الكواشف الوميضية الحرارية
الكوبالت
الكونية
الكيرما
المادة الشائبة
المباشر
المتاهة
المتساقطات
متعدد الوريقات
الراعية
السم
المحاكاة
المحاكي
المحاكي الوهمي
المحدد
المختبر الحار
مدار
مدى الجسيم
مراقبة التلوث
مرابيل مرصصة
المرجعية
مركز الحقل
المسار الحر
مسار بيوكميائي
المسارعات الطبية
مستوى التحقق
مستوى التقرير

مستوى التوثيق
المسدد
المشرط الجامي
المصائد
مصدر إشعاعي غير نقطي
مصدر إشعاعي مرتفع الجرعة
مصدر إشعاعي منخفض الجرعة
مصدر إشعاعي نقطي
مضاعفات ضوئية
المطياف الكتلي
معالجة الفضلات
معامل البناء
معامل التجزئة
معامل التحويل
معامل الترجيح الإشعاعي
معامل التوجيه
معامل التوهين الخطي
معامل الخرج
معامل النسيج المرجح
معامل النوعية
معامل امتصاص الطاقة الكتلي
المعايرة
المعدل الخطي
معدل تدفق الهواء
معكوس الظل
المفضوض
المقاييس النووية
مقصورة
المقطع العرضي
المقطع العرضي

المقطع العرضي المجهري
مكافئ الجرعة الفعالة
المكنون الإشعاعي
الملتقى
المليبدونوم
منحنى براغ
المنطقة المحرمة
المنظومة
المواد المبلمرة
المواد الهلامية
مواد وميضية
الموت الزمني للكاشف
المول
مولدات التكنشيوم
الميكروويف
الناتج الضوئي
النترات
النساء الحوامل
النشاطية الإشعاعية
النشاطية الإشعاعية النوعية
نطاق التكافؤ
نطاق التوصيل
النظائر
نظام الإغلاق
النقاط المرجعية
النواة المتحولة
النواة المشعة
النوع السالب
النوع الموجب
النيترونات

النيترونات البطيئة
النيترونات الحرارية
النيترونات السريعة
الهدف
هروب الطاقة
وحدة الريب
وحدة وزن ذري
وراثية
وسيلة نقل
الوضحات
اليود
اليود المستقر
يوديد الليثيوم